

THÈSE

présentée à

L'UNIVERSITÉ DE NANCY I

pour obtenir le grade de

DOCTEUR-INGÉNIEUR

par

Jean-Luc TRUCHE

Ingénieur E. N. S. E. M.

SUJET :

**Phénomènes auditifs
liés à la perception d'un champ électrique**

Soutenue publiquement le 26 Juin 1971 devant la Commission d'Examen

Membres du Jury :

Président : M. R. GUILLIEN

Examineurs : MM. R. HUSSON
R. MAINARD
R. MARI
M. WAYOFF

THÈSE

(Présentée à l'Université de Nancy)

par M. le Docteur en Sciences

M. le Docteur en Sciences

M. le Docteur en Sciences

M. le Docteur en Sciences

M. le Docteur en Sciences

M. le Docteur en Sciences

M. le Docteur en Sciences

M. le Docteur en Sciences

M. le Docteur en Sciences

M. le Docteur en Sciences

M. le Docteur en Sciences

M. le Docteur en Sciences

M. le Docteur en Sciences

M. le Docteur en Sciences

M. le Docteur en Sciences

M. le Docteur en Sciences

M. le Docteur en Sciences



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41551928_0014

THÈSE

présentée à

L'UNIVERSITÉ DE NANCY I

pour obtenir le grade de

DOCTEUR-INGÉNIEUR

par

Jean-Luc TRUCHE

Ingénieur E. N. S. E. M.

SUJET :

Phénomènes auditifs liés à la perception d'un champ électrique

Soutenue publiquement le 26 Juin 1971 devant la Commission d'Examen

Membres du Jury :

Président : M. R. GUILLIEN

Examineurs : MM. R. HUSSON
R. MAINARD
R. MARI
M. WAYOFF

AVANT-PROPOS

Le travail que nous avons réalisé à l'Institut de Génie Biologique et Médical porte sur la perception par voie auditive de champs électriques modulés.

Nous exprimons toute notre gratitude à Monsieur le Professeur R. GUILLIEN, Directeur de cet Institut, qui a dirigé notre recherche, ainsi qu'à Monsieur le Professeur M. WAYOFF, membre de notre Jury, qui nous a permis d'expérimenter dans son service de l'Hôpital Central de Nancy.

Nous adressons à Monsieur le Professeur R. MARI, Directeur de l'Institut des Sciences de l'Ingénieur, nos vifs remerciements pour les locaux qu'il a mis à notre disposition et pour avoir bien voulu faire partie de notre Jury.

Nous adressons nos remerciements à Messieurs les Professeurs R. MAINARD et R. HUSSON pour avoir eu l'amabilité d'être membres de notre Jury.

Nous adressons nos plus sincères remerciements à Monsieur E. YVROUD, Directeur Technique de l'Institut de Génie Biologique et Médical, pour son aide constante et son dévouement sans limites.

Nous remercions chaleureusement Messieurs les Docteurs BODELET et CHAMBAUT pour leur aide et leur collaboration efficace.

Que tout le personnel technique et de secrétariat de l'Institut de Génie Biologique et Médical trouve ici l'expression de notre reconnaissance pour la qualité du travail qu'il a su accomplir.

Nous dédions ce travail à tous nos camarades du laboratoire pour leur aide fructueuse et la saine ambiance de collaboration amicale qu'ils ont su créer.

TABLE DES MATIERES

	<u>Pages</u>
INTRODUCTION	5
CHAPITRE I - <u>ETUDES ANTERIEURES</u>	6
A - <u>Généralités sur les effets auditifs de l'électricité</u>	6
B - <u>Audition électrophonique</u>	11
1 - Principe général	13
2 - Différentes techniques d'excitation	13
a) Déplacement de l'électrode sur la peau	13
b) Electrode fixée sur la peau	13
c) Electrode dans l'oreille externe ou moyenne	14
3 - Interprétations	15
C - <u>Excitation des nerfs</u>	17
D - <u>Stimulation par champ électrique haute et très haute fréquence</u>	20
 CHAPITRE II - <u>ETUDE ET REALISATION DU DISPOSITIF EXPERIMENTAL</u>	 22
A - Qualités imposées par l'appareillage à étudier	22
B - Générateur basse fréquence	23
C - Générateur haute fréquence	23
D - Modulateur d'amplitude	23
E - Circuit de pulsation	24
F - Amplificateur haute tension	25
G - Alimentations	27
H - Schéma complet du neurophone	27
I - Electrodes	27
 CHAPITRE III - <u>ETUDE CLINIQUE DE L'AUDITION "NEUROPHONIQUE"</u>	 28
A - Dispositif expérimental	28
B - Essais préliminaires sur sujets normaux	29

C - Essais systématiques sur sujets normaux	29
1° Courbes de seuil	30
Famille I	31
Famille II	31
Famille III	31
2° Influence de la position des électrodes	32
3° Mesure du courant traversant les électrodes	33
4° Essais de compréhension	34
5° Influence du taux de modulation	34
6° Essais de stimulation par d'autres modulations	35
a) Essais en modulation de fréquence	35
b) Essais en modulation d'impulsions	35
D - Etude des cas pathologiques	36

CHAPITRE IV - ESSAI DE PERCEPTION DIRECTE D'UN CHAMP

<u>ELECTRIQUE BASSE FREQUENCE</u>	38
A - Différentes méthodes de réalisation d'amplificateurs haute tension	38
1° Transformateur	38
2° Tubes électroniques	39
3° Transistors haute tension	39
B - Etude du montage amplificateur haute tension	39
C - Schéma de principe et réalisation	40
D - Réalisation	41
E - Expériences de perception d'un champ basse fréquence	42
1° Essais préliminaires sur l'animal ...	42
2° Essais sur un sujet	43
F - Essai d'amélioration par extraction de la racine carrée du signal basse fréquence pour exciter les électrodes	44
1° Réalisation d'un extracteur de racine carrée analogique pour tensions basse fréquence	44

2° Expériences	45
a) Essai en tension sinusoïdale	45
b) Essai de compréhensibilité	45
G - Conclusions	45
 CHAPITRE V - <u>PHENOMENES PHYSIQUES MIS EN JEU DANS L'AUDITION ELECTROPHONIQUE</u>	47
A - Electrostriction	47
B - Piézo-électricité	48
C - Conclusion	48
 CHAPITRE VI - <u>ESSAI DE STIMULATION DE LA VIBRATION D'UNE MEMBRANE DIELECTRIQUE PLACEE DANS UN CHAMP</u>	50
A - Etude expérimentale préliminaire	50
B - Essai avec un analyseur de spectre	50
C - Essai à l'aide d'une modulation vocale...	51
D - Justifications théoriques	52
 CHAPITRE VII- <u>ESSAIS EN HYPER-FREQUENCES</u>	57
A - Manipulation préliminaire en bande X	57
B - Essai de perception d'un faisceau hyper- fréquence d'énergie moyenne	58
 CONCLUSION	59
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	61
APPENDICE (généralités sur l'appareil auditif)	66

LISTE DES FIGURES

- fig. 1 : Synoptique du neurophone
- fig. 2 : Générateur basse fréquence
- fig. 3 : Générateur haute fréquence
- fig. 4 : Modulateur d'amplitude
- fig. 5 : Pulsateur et porte
- fig. 6 : Amplificateur haute tension
- fig. 7 : Alimentations
- fig. 8 : Schéma général du neurophone
- fig. 9 : Constitution des électrodes
- fig. 10 : Dispositif expérimental
- fig. 11
- à 20 : Courbes de réponse de sujets normaux
- fig. 21 : Courant traversant les électrodes en fonction de la fréquence
- fig. 22 : Courbes de réponse pathologiques
- fig. 23 : Courbes de réponse pathologiques
- fig. 24 : Schématisation de la capacité C_{EC} sur le transistor haute tension
- fig. 25 : Principe du montage haute tension
- fig. 26 : Aspect de la tension de sortie
- fig. 27 : Schéma complet de l'amplificateur haute tension
- fig. 28 : Courant traversant une électrode en fonction de la fréquence
- fig. 29 : Courant traversant une électrode en fonction de la fréquence
- fig. 30 : Principe de l'extracteur de racine carrée
- fig. 31 : Circuit extracteur de racine carrée
- fig. 32 : vue du crâne montrant l'épaisseur du temporal
- fig. 33 : Etude de la réponse de la membrane.
- fig. 34 : Courbes de réponse.
- fig. 35 : Courbes de réponse

LISTE DES PHOTOS

- Photo 1 : Casque porte-électrodes
- Photo 2 : Sujet en expérimentation
- Photo 3 : Amplificateur haute tension
- Photo 4 : Essai sur un lapin

INTRODUCTION

Depuis la découverte de l'électricité, de nombreux expérimentateurs ont cherché à exciter le système auditif de l'homme à l'aide de tensions électriques. En effet, dès que l'on a su passer des pressions acoustiques à des tensions électriques proportionnelles et réciproquement, il a semblé très intéressant d'essayer d'analyser de quelle manière se faisait au niveau de l'organe auditif le passage de la stimulation acoustique à l'influx nerveux, dans l'espoir de réaliser une action directe sur le cerveau ou le nerf acoustique.

Malheureusement, des méthodes d'excitation simples à l'aide de tensions électriques appliquées sur les nerfs acoustiques ou le cerveau n'ont pu créer de sensations auditives permettant une reproduction fidèle des bruits et sons.

Par contre, une nouvelle méthode est apparue au cours de ces dernières années. Elle consiste à placer le crâne d'un sujet dans un champ électrique important. A l'aide d'une modulation de ce champ, il est devenu possible de faire percevoir à ce sujet des sons de manière suffisamment fidèle pour permettre une bonne compréhensibilité de la parole. Ce sont les divers types de modulations et d'excitations par champs électriques que nous avons étudiés.

*
* *
*

CHAPITRE I - ETUDES ANTERIEURES

A - Généralités sur les effets auditifs de l'électricité

Nous devons à SIMONS (réf. 1) une étude historique sur l'origine des premières tentatives d'audition par voie électrique.

Les essais de stimulation électrique de l'oreille remontent aux premières expériences sur l'électricité.

Peu après avoir réalisé les premières piles électrolytiques à PARIS en 1770, VOLTA (réf. 2) plaça un fil métallique dans chacune de ses oreilles, les deux fils étant reliés à 30 ou 40 piles en série (ce qui devait produire une différence de potentiel d'une cinquantaine de volts). La sensation qu'il perçut en fermant le circuit fut, ainsi qu'il le communiqua à l'Académie des Sciences en 1800 "comme une rafale de vent à travers la tête, suivie d'un bruit ressemblant à celui d'un liquide en ébullition". Cette sensation très insupportable n'incita pas VOLTA à recommencer son expérience, mais cette dernière fut reprise par RITTER (réf. 3) avec cette fois une batterie de piles de 100 à 200 éléments. Cette expérience dangereuse causa des effets cérébraux très désagréables et découragea fortement de nouveaux expérimentateurs pendant plusieurs années.

Ce n'est qu'à la fin du XIXe siècle que ces expériences revinrent au goût du jour.

Beaucoup d'expérimentateurs attribuaient l'origine de la sensation acoustique à un effet mécanique sur l'appareil auditif plutôt qu'à une action directe sur le nerf acoustique. Ils pensaient à un "effet inductif" du courant électrique sur la membrane tympanique ou les osselets (SCHIFF 1858, LUDWIG 1858, FISH 1860 et E.R. WEBER) (réf. 4).

DUCHENNE fut le premier à essayer la stimulation de l'organe auditif à l'aide d'un courant alternatif (réf. 5). Il versa une solution saline tiède dans une oreille et y inséra une électrode placée dans un spéculum d'ivoire, l'autre électrode, l'électrode indifférente fut placée sur le mastoïde.

En fermant le circuit à l'aide d'un condensateur et d'une self, il constata une sensation ressemblant à la "déchirure d'un parchemin". En incluant dans le circuit un vibreur (pour ouvrir et fermer le circuit plus rapidement), DUCHENNE entendit des sons qu'il décrit comme ressemblant au "bruit d'une mouche prisonnière entre une vitre et un rideau". L'intensité du bruit perçu allait en augmentant avec l'intensité du courant électrique, jusqu'à provoquer une sensation de douleur du côté de l'oreille stimulée. Il pensa que le son était créé dans le canal auditif par l'intermédiaire d'une action de l'électrode sur la solution saline.

Le premier essai d'étude systématique de la stimulation électrique du système auditif fut publié en 1868 par R. BRENNER à LEIPZIG (réf. 6). La rigueur de son étude créa un grand intérêt sur les possibilités des aspects diagnostiques et même thérapeutiques, de cette méthode de création de sons. En utilisant les décharges d'un condensateur BRENNER constata que si l'électrode négative était appliquée à la solution saline à l'intérieur du canal auditif et l'électrode positive à une certaine distance de l'oreille sur la peau, l'établissement du courant continu produisait un son métallique caractéristique, persistant un certain temps, puis allait en décroissant ; le son ne réapparaissait pas à l'ouverture du circuit. Par contre, si la polarité était inversée, la même sensation se produisait, mais le son était moins net à l'ouverture du circuit. Des sons pouvaient aussi être produits à l'aide de variations importantes de l'intensité du courant continu. C'est ainsi qu'une augmentation d'intensité avait le même effet que la fermeture du circuit, et une diminution, le même effet que l'ouverture du circuit. Il semblait donc évident que la sensation acoustique était produite de manière plus efficace par une brusque augmentation de la polarité négative de l'organe auditif. BRENNER montra la grande importance de l'application correcte des électrodes. En utilisant des courants de l'ordre de 1 à 3 mA, il montra que le meilleur endroit pour placer l'électrode indifférente était assez loin de l'oreille, ceci afin de réduire les effets secondaires tels que douleur, vertiges et contractions faciales (l'électrode indifférente est la seconde électrode qui permet de fermer le circuit électrique).

Il mit au point certaines formules et lois qui pouvaient être appliquées à un diagnostic "électrique" de l'organe auditif. Il nota les phénomènes suivants :

- Une nouvelle stimulation, après une inversion de polarité des électrodes, était perçue avec un seuil plus bas. Il y avait aussi une diminution du seuil par des stimulations négatives répétées. Il conclut que l'oreille avait été placée dans un "état de sur-sensibilité à l'excitation électrique".

- La sensation auditive était différente pour chaque observateur, mais se reproduisait toujours de manière identique pour un même sujet. Elle ressemblait à des sifflements ou des chuintements de diverses natures.

- Avec une augmentation de l'intensité de stimulation, l'intensité du son augmentait lors d'une stimulation négative et diminuait lors d'une stimulation positive.

- Une perforation de la membrane tympanique avait pour effet d'abaisser le seuil.

BRENNER considéra les sujets qui ne vérifiaient pas ces lois comme pathologiques.

Il attribuait tous les effets de la stimulation électrique à l'excitation de la huitième paire de nerfs crâniens. Etant donné la différence de stimulation créée par les excitations positives et négatives, il éliminait les autres théories en faisant intervenir la réaction des muscles de l'oreille moyenne, ou bien les vibrations du canal auditif et de l'oreille moyenne.

Après les études de BRENNER, à la fin du XIXe siècle, il y eut une période de controverses sur l'aide au diagnostic et l'efficacité thérapeutique de la stimulation électrique de l'oreille. Dans son ouvrage sur "la thérapeutique galvanique" publié en 1871, NEFTTEL recommanda l'utilisation du traitement électrique dans presque toutes les affections de l'oreille, depuis les sifflements d'oreilles jusqu'aux otites (réf. 7).

POLITZER, qui fut probablement le précurseur des otologistes d'aujourd'hui, n'approuvait généralement pas les traitements électriques de l'oreille interne (réf. 8), pourtant il fit quelques expériences sur une série de patients présentant des bourdonnements d'oreille, et il constata quelques améliorations, accompagnées malheureusement de symptômes de vertige.

GRADENIGO qui fut un ardent défenseur de la méthode électrique de diagnostic, reconnaissait qu'elle permettait "une plus grande sécurité que l'examen clinique" (réf. 9).

En effet, il affirmait que la sensation acoustique due à la stimulation électrique n'existait pas chez une oreille normale, et considérait sa présence comme un signe pathologique évident. Il rapportait un cas dans lequel la lésion du nerf acoustique fut diagnostiquée de cette manière et confirmée par l'autopsie. (Il est à peu près certain que GRADENIGO utilisait des courants trop faibles, ou avait un mauvais contact d'électrodes ; il se produisait ainsi une sensation seulement dans le cas de sujets présentant un seuil assez bas accompagné d'un relâchement des osselets).

D.B. St. JOHN ROOSA, dans son ouvrage sur la pathologie de l'oreille, donna une part importante à la stimulation électrique, mais dans la dernière édition (1891), il reconnut que la valeur de diagnostic et le traitement par la méthode électrique avaient été trop surestimés (réf. 10). Il nia l'existence de cas authentiques et il estima que l'utilisation de la méthode électrique avait "une réputation usurpée due à des observateurs non qualifiés".

Malgré cela, d'autres personnes continuaient à prôner de telles méthodes. SCHEPPEGRELL, qui publia un ouvrage sur ce sujet en 1898, affirmait : "Les essais électriques sur l'oreille seront aussi nécessaires lors de l'établissement d'un diagnostic de surdité que le diapason et le sifflet de GALTON" (réf. 4). Par contre, il n'était pas aussi enthousiaste sur les effets thérapeutiques de l'électricité.

Bien que BELL ait inventé le téléphone en 1875 et eut démontré le principe de la transformation des vibrations acoustiques en tensions électriques et vice-versa, on ne trouve pas durant les

49 années suivantes de références directes quant à l'application de ce principe à la stimulation de sons complexes tels que la parole et la musique chez un sourd.

On peut se demander si une telle idée n'est pas venue à BELL lui-même qui encourageait les recherches sur la surdité.

L'étude de BEAUREGARD et DUPREY passa apparemment inaperçue (réf. 11). En 1896, ils essayèrent de mettre en évidence la présence d'un courant électrique dans le nerf auditif, en reliant une électrode au nerf acoustique et une autre à la membrane tympanique d'une grenouille. Les deux électrodes étaient reliées à un galvanomètre et ce dernier indiquait un courant mesurable lorsque du bruit était produit près de l'oreille. Par manque d'appareillage électronique plus perfectionné, il ne put pousser plus loin ses investigations.

Au début de notre siècle, l'intérêt du diagnostic par la méthode électrique diminua, et l'attention se porta sur les audiomètres et les prothèses auditives.

En même temps que commençaient à apparaître des méthodes de mesure plus perfectionnées, BUYENDYK (1910) (réf. 12) et FORBES (1927) (réf. 13) mirent en évidence des variations de potentiels électriques dans la moelle du chat, en réponse à une stimulation acoustique.

Puis WEVER et BRAY observèrent un phénomène auquel ils donnèrent leurs noms (1930) (réf. 14).

Dans leurs expériences, l'électrode active était reliée à travers le crâne au nerf acoustique du chat. La tension amplifiée de cette électrode reproduisait avec une fidélité remarquable la forme d'onde de la parole appliquée à l'oreille.

Un observateur écoutant cette tension amplifiée envoyée dans un haut-parleur, était capable de comprendre les mots prononcés à l'oreille du chat. Bien qu'initialement WEVER et BRAY crurent qu'ils enregistraient la réponse réelle des nerfs, il fut prouvé plus tard qu'ils enregistraient principalement un potentiel bio-électrique, le microphonique cochléaire, créé au niveau de la cochlée.

Cette conception de la cochlée agissant essentiellement comme un transducteur d'énergie acoustico-électrique, cette énergie électrique étant transmise sans transformation au nerf acoustique, fut à l'origine de la théorie téléphonique de l'audition. Ceci permit d'envisager la possibilité d'une audition artificielle à l'aide d'une simple stimulation électrique du nerf acoustique.

Le début réel de "l'audition électrique" avait vraiment commencé environ cinq années plus tôt, en 1925-1926, lorsque plusieurs ingénieurs de la "TSF" indépendamment des biologistes, découvrirent que des sons pouvaient être perçus à l'aide d'électrodes placées près de l'oreille (réf. 15). Un brevet pour un "Radiophon" fut même déposé par EICHHORN en 1927 (réf. 16), puis commençant par une brève publication en 1930, par JELLINK et SCHEIBER (réf. 17), un flot d'articles à orientation médicale apparut, décrivant en détails les sensations auditives produites par différentes fréquences de courant alternatif et de signal vocal. Trente-deux articles fondamentaux furent publiés entre 1930 et 1946 (réf. 18).

Ces articles, bien souvent contradictoires, sont source de confusions pour le lecteur attentif. Ils sont difficiles à résumer étant donné le caractère très subjectif des observations. Comme STEVENS et JONES le firent remarquer en 1939, la plupart de ces confusions ont pour origine le fait que l'on admet fréquemment que l'audition par stimulation électrique est le résultat de l'excitation d'un seul mécanisme biologique (réf. 19). Au contraire, il y a plusieurs mécanismes différents. Ils sont résumés (pas nécessairement dans l'ordre chronologique) dans les paragraphes suivants.

B - Audition électrophonique

1 - Principe général

Le transducteur électro-acoustique le plus largement étudié fut la peau. Lorsqu'un courant basse fréquence traverse la peau à partir d'une électrode, l'électrode et la peau en regard se comportent comme les deux plaques d'un microphone à condensateur. Les vibrations acoustiques qui en résultent sont transmises à la cochlée par conduction aérienne ou osseuse et l'intensité du son perçu dépend de la distance entre l'électrode et l'oreille.

Ainsi, en négligeant temporairement les autres phénomènes, une électrode placée dans le canal auditif peut plus facilement créer un phénomène d'audition, tandis que les autres phénomènes (tactiles, etc...) sont trop faibles pour être perceptibles.

Le mécanisme de transduction électro-mécanique de la peau fut sérieusement étudié la première fois par KAHLER et RUF, qui émi-
rent certains doutes sur un tel effet lorsqu'ils découvrirent que les sons peuvent être perçus avec une électrode placée sur des parties diverses du corps (réf. 20).

Ils notèrent aussi que le son pouvait être perçu par un second observateur non incorporé dans le circuit électrique. La plupart des études sur la transduction électro-mécanique de la peau sont décrites dans une série d'articles par STEVENS (réf. 19,22,23) et FLOTTORP (réf. 15).

Le terme "Audition électrophonique" ("Electrophonic hearing" introduit par STEVENS, est utilisé actuellement pour décrire toutes les transductions électro-mécaniques qui produisent un son. Lorsque l'on utilise une tension sinusoïdale, la sensation auditive est souvent décrite comme tonale. Le timbre est impur et correspond habituellement au deuxième harmonique de la fréquence de stimulation. La fondamentale est perçue plus puissamment si une polarisation continue négative est appliquée en même temps à l'électrode. La limite la plus basse des fréquences perceptibles par cette méthode est de l'ordre de 150 Hz, et la limite supérieure correspondant à celle obtenue en audition aérienne peut atteindre 12 000 Hz ou même davantage.

Certains auteurs ont noté que le seuil de sensibilité électrophonique était en rapport direct avec le seuil habituel en audition normale. D'autres n'ont pas noté une correspondance aussi nette. La faculté de percevoir les sons électrophoniques dépend du fonctionnement normal de l'oreille interne. Ainsi, un sujet présentant une forte surdité de perception aura quelques difficultés pour entendre de manière électrophonique. Chez un sujet normal, on peut atteindre une intensité de 40 dB au seuil de douleur, mais les gammes d'intensité varient considérablement avec les différentes techniques et la fréquence de stimulation. Ce sont ces différentes techniques que nous allons analyser maintenant.

2 - Différentes techniques d'excitation

a) Déplacement de l'électrode sur la peau

Il semble que l'audition la plus intense, et dans la plus grande gamme de fréquences, soit produite par le "Fricative effect" de FLOTTORP. Par cette méthode, une électrode de grande surface est placée sur l'avant-bras (électrode indifférente), l'autre (petite électrode) est déplacée continuellement sur la peau (habituellement sur l'auricule), et l'on envoie une fréquence vocale entre les deux électrodes. A l'aide de cette méthode, FLOTTORP obtint une gamme de fréquences de 20 à 16 000 Hz, avec un niveau maximum de 60 dB à 1 000 Hz. Le son perçu était en général un mélange de premier et de deuxième harmonique, dépendant de la tension, de la fréquence, de l'emplacement de l'électrode d'excitation, de la forme et de la nature de cette électrode. D'autre part, la distorsion augmente avec la tension d'excitation, et le taux du deuxième harmonique est d'autant plus élevé que la fréquence est plus basse. On peut modifier le taux de distorsion en déplaçant l'électrode d'excitation ou en changeant le type d'électrode. Une électrode métallique sur de la peau sèche recouvrant des régions osseuses produit plus de deuxième harmonique que la même électrode placée sur la peau recouvrant du muscle. Lorsque l'on superpose une composante continue positive à la tension de stimulation à fréquence audible, l'intensité du son augmente et le deuxième harmonique décroît. Une polarisation négative produit, en général, une diminution d'intensité, bien qu'une polarisation négative très importante puisse parfois augmenter l'intensité du son perçu. Ainsi, d'après FLOTTORP, les sons sont transmis à la cochlée principalement par conduction osseuse pour des intensités faibles, et par conduction osseuse et aérienne pour des intensités élevées (réf. 15).

b) Electrode fixe sur la peau

Si la surface de l'électrode est suffisante ($\approx 1,5 \text{ cm}^2$) le son peut être perçu même si cette dernière est fixe. Le seuil est élevé et l'intensité maximum pouvant être perçue est de 35 à 40 dB. Ce seuil et cette intensité sont proportionnels à la tension appliquée et à la surface de l'électrode. La peau en contact avec l'électrode doit être sèche. La fréquence la plus basse perceptible

est de l'ordre de 150 Hz. Le second harmonique est plus important au-dessus de 2 000 Hz, et le fondamental plus prononcé au-dessus de 5 000 Hz.

Cette méthode de production de sons par une électrode fixe est la base des premières expériences "d'audition électrophonique". Le Radiophon, mis au point et breveté par EICHHORN en 1927, utilisait cette méthode. Il est probable qu'EICHHORN (réf. 16) fut quelque peu irrité d'une publication par JELLINCK et SCHEIBER (réf. 17) d'une "nouvelle méthode d'audition", qui utilisait le même principe. EICHHORN, à son tour, de même que la plupart des auteurs qui le suivirent, ignorait totalement tous les travaux effectués au XIXe siècle.

Plus récemment, deux variantes de la méthode apparurent. Un générateur ultrasonique appliqué directement sur la peau produit un son de hauteur très élevée, habituellement perçu comme étant à la fréquence limite supérieure perceptible (réf. 24 et 25).

Une porteuse haute fréquence modulée en basse fréquence produit un phénomène d'audition assez semblable à celui décrit par les méthodes traditionnelles.

Cette dernière méthode a soulevé un certain enthousiasme dans la presse de vulgarisation (Life, sept. 14-1962). En Italie, certaines applications "thérapeutiques" semblent revenir au goût du jour (réf. 26).

c) Electrode dans l'oreille externe ou moyenne

Dans les applications classiques de cette technique, le canal auditif est partiellement rempli de solution saline et une électrode est placée dans cette solution (méthode de BRENNER). Des variantes utilisent une mèche de coton imbibée de solution saline ou des colonnes de solution saline placées à certains endroits du canal auditif. Dès qu'un courant alternatif passe à travers le canal auditif, le tympan, ou l'oreille moyenne (par l'intermédiaire d'une perforation tympanique), le sujet perçoit un son. La clarté du son et son intensité varient considérablement d'une région à une autre, et en fonction de la méthode de stimulation. En règle

générale, ces sensations ne diffèrent pas tellement de celles obtenues par la méthode des électrodes fixes, et l'on peut penser que l'emplacement des mécanismes transducteurs est identique. Historiquement, nous pouvons noter qu'il y avait déjà des désaccords sur la nature de l'emplacement des transducteurs électromécaniques à l'époque de BRENNER. Au début des années 30, la plupart des expérimentateurs pensaient que la cochlée était le siège du phénomène.

3 - Interprétations

Les chercheurs russes, GERSUNI, VOLOKHOV, ANDREEF et PRAPOVA (1934 à 1938) furent d'ardents défenseurs de la théorie du transducteur cochléaire, bien qu'ils aient précédemment envisagés la possibilité d'une transduction électromécanique dans le canal auditif et de l'oreille moyenne avant d'abandonner cette hypothèse (réf. 27 à 31).

STEVENS et JONES (réf. 19) furent les premiers à penser que la transduction électromécanique se faisait avant la cochlée. Ils mirent en évidence que la réponse à l'excitation se faisait suivant une loi quadratique, en fondant leur hypothèse sur le fait que la présence d'une polarisation continue diminue très fortement l'audition du deuxième harmonique. Ils pensèrent que l'oreille moyenne se comporte comme un microphone à condensateur dans lequel le tympan se déplace sous l'effet de la pression électrostatique, lorsqu'on applique une différence de potentiel entre le tympan et le promontoire cochléaire.

STEVENS et JONES reconnurent que les personnes qui ne possédaient pas de tympan pouvaient aussi entendre par stimulation électrique, et pensèrent qu'il y avait plusieurs localisations où la transduction pouvait s'effectuer.

Depuis que FLOTTORPS a montré que l'excitation du canal auditif était qualitativement identique à l'excitation des autres régions temporales, la théorie de la membrane tympanique et du promontoire n'a plus qu'un intérêt historique.

STEVENS et JONES eux-mêmes, à cause de leur théorie du condensateur, cherchaient une seconde théorie qui puisse expliquer l'audition chez les sujets présentant des lésions de l'oreille moyenne.

En 1940, JONES publia les résultats des essais chez 20 sujets ne présentant pas de tympan (réf. 23). La plupart des sujets avaient fait l'objet d'une mastoïdectomie totale. L'électrode active était une mèche de coton imbibée de solution saline, et placée dans la région des fenêtres rondes et ovales.

Neuf sujets entendaient des sons correspondant en hauteur à la fréquence de stimulation ; cinq entendaient un "souffle" (bruit de chute d'eau) dont la nature semblait assez indépendante de la fréquence de stimulation, deux entendirent à la fois un son pur et un bruit de souffle, les quatre autres n'entendaient rien du tout. Parmi ces quatre, deux présentaient une certaine quantité de tissu cicatriciel remplissant l'oreille moyenne, un n'avait pas de cochlée (ôtée par opération chirurgicale), et le dernier présentait une affection du labyrinthe avec une surdité totale.

Un fait significatif à noter est que les sujets qui percevaient un son pur ne percevaient que la fondamentale de la fréquence d'excitation. Une polarisation continue ne modifiait pas la tonalité du son, mais élevait seulement le seuil de perception. La réponse ne suivait pas une loi quadratique. Des battements pouvaient être perçus si une stimulation électrique était appliquée en même temps qu'une stimulation acoustique, et ce avec un léger écart de fréquence entre les deux. (Il est à noter que de tels battements par conjugaison d'excitations électrique et acoustique sont obtenus aussi lors de l'excitation du canal auditif externe). Aucun son ne pouvait être perçu en dessous de 100 Hz et de très petites différences d'emplacement des électrodes pouvaient créer d'imprévisibles et de très grandes variations de seuil et de réponse en fréquence.

La plupart de ces observations sur les sensations tonales étaient similaires à celles observées par les Russes (réf. 27-29). Ces derniers constatèrent que les sensations tonales (aux fréquences supérieures à 100 Hz) étaient créées au niveau de la cochlée et qu'une cochlée normale, ou presque, était nécessaire pour avoir une perception. JONES pensa qu'une vibration mécanique de la membrane basilaire induite électriquement était créée, puis transmise normalement à la cochlée (réf. 23). GERSUNI envisageait à peu près la même hypothèse, mais laissait le débat ouvert à des recherches futures (réf. 30).

Historiquement, une différence intéressante surgit des conclusions des chercheurs russes et américains en comparant leurs travaux respectifs. Les Russes situaient le siège de la transduction électromécanique essentiellement au niveau de la cochlée. Ils ne faisaient pas de différence entre la nature des sensations produites par les électrodes près de la cochlée et celles produites par la stimulation du canal externe (avec une membrane tympanique intacte). Il est probable que ceci est dû au fait que les Russes observèrent que les sensations auditives étaient identiques dans les deux cas. Il est vraisemblable que les sensations produites étaient identiques, parce qu'ils utilisaient dans les deux cas une solution saline comme conducteur, tandis que JONES trouva une différence, car il utilisait une mèche de coton pour l'excitation de l'oreille moyenne. FLOTTORP montra que cette légère différence de technique était suffisante pour modifier le taux d'harmonique du son produit, il pensait qu'une telle sensation tonale était due à l'un des nombreux transducteurs au contact électrode-peau ou électrode-muqueuse.

Il était évident alors que la cochlée n'était pas directement concernée par l'excitation électrique faite au moyen de tensions sinusoïdales ou quelconques dont la fréquence était supérieure à 100 Hz.

Les autres conditions pour obtenir une audition électrophonique normale étaient : une cochlée normale, une impédance de la jonction électrode-peau adéquate et une densité de courant suffisamment faible pour ne pas produire de douleur, de sensations tactiles ou de contractions musculaires.

C - Excitation des nerfs

Certaines méthodes de stimulation électrique, en particulier de l'oreille moyenne, ont très probablement causé l'excitation du nerf auditif. Les expérimentateurs russes furent les premiers à décrire ces sensations en détail, mais leurs publications ne font pas souvent clairement la distinction entre l'audition par excitation du nerf auditif et l'une quelconque des différentes méthodes électrophoniques étudiées plus haut. En 1934, ANDREEF (réf. 27) rapporta que durant la stimulation du sujet avec l'oreille interne et moyenne défectueuse, des sensations auditives étaient produites avec

une stimulation sinusoïdale à des fréquences comprises entre 1,5 et 14 000 Hz.

STEVENS ne pense pas que la perception de si basses fréquences par stimulation sinusoïdale puisse avoir pour origine la cochlée. Il pense que le générateur utilisé par les Russes produisait une tension présentant un fort taux de distorsion donc très riche en harmoniques de fréquences élevées, et qu'en fait, ces harmoniques constituaient la stimulation réelle : en effet, les Russes n'utilisaient pas d'oscilloscope afin de contrôler la qualité de la tension de stimulation. Il est probable que l'objection de STEVENS est valable.

Croyant que ces stimulations excitaient le nerf, les Russes effectuèrent d'autres expériences, utilisant des courants continus et des décharges de condensateurs. Ils se servirent de ces expériences pour montrer que le nerf auditif est électrophysiologiquement similaire aux autres nerfs de perception périphérique.

Il est à noter que les études entreprises par JONES en 1940 citent sept sujets qui entendaient aussi des sons en dessous de 250 Hz par excitation des fenêtres rondes et ovales. Aux fréquences de 10 à 20 Hz, le son était intermittent, "comme le cri de la cigale". Il possédait cette particularité rythmique en-dessous d'environ 50 Hz. Au-dessus de 100 Hz, la nature du son ne changeait pas de façon appréciable. Au-dessus de 250 Hz, uniquement des grandes variations de la fréquence de stimulation pouvaient être perçues, et la variation de timbre notée était indépendante du sens de changement de la fréquence. De petits changements de la fréquence avaient en général le même effet qu'un changement d'intensité.

L'intensité des sons perçus décroissait très rapidement lorsqu'on maintenait la stimulation pendant plusieurs secondes.

Ces deux types d'expérimentations ont dû très vraisemblablement exciter directement le nerf auditif, bien que les électrodes aient été placées dans l'oreille moyenne.

Depuis cette époque jusqu'à 1957, on ne publia aucune étude cherchant à exciter directement le nerf acoustique. Puis DJOURNO et EYRIES publièrent le premier essai d'excitation du nerf par le

contact direct d'une électrode (réf. 32).

Sur un malade atteint de surdité totale bilatérale par cholestéatomie, ils implantèrent une électrode sur le nerf acoustique, une autre électrode (électrode indifférente) dans le muscle temporal. Ils relièrent ces électrodes à une bobine d'induction. Cette bobine fut ensuite excitée par une seconde bobine placée extérieurement contre la peau. DJOURNO et EYRIES utilisèrent tout d'abord un stimulateur pour respiration électrophrénique produisant 100 impulsions par seconde, interrompues 20 fois par minute. Le sujet décrivit les sons perçus comme "le chant de la cigale ou du grillon, ou des coups de sifflet à roulette".

Les fréquences inférieures à quelques centaines de périodes par seconde se distinguaient par une sensation variable de crissement ou de rugosité d'autant plus nette que la fréquence était plus basse. Au-dessus de 1 000 Hz, la confusion de la perception était totale. Le malade percevait surtout un son de tonalité assez aigüe, quoique non désagréable, mais qui pouvait devenir très intense, au point d'envahir toute la tête. Quelque temps après, MASPETIAL qui travaillait avec DJOURNO plaça une électrode sur la fenêtre ronde d'une patiente atteinte de surdité totale. Les résultats furent similaires (réf. 33). Des essais à long terme de reconnaissance de la parole chez ces deux patients échouèrent.

D'après les publications de DJOURNO et EYRIES en 1957, leur patient fut capable de percevoir un certain rythme de la parole, et avec un certain entraînement, il pouvait faire la distinction entre quelques mots simples comme "allo", "maman", "papa".

Il percevait un arrière fond de parole accompagné d'une tonalité métallique. Il préférait laisser son appareil branché, malgré les sons incompréhensibles, plutôt que rester sans aucun contact auditif avec le monde. D'autre part, il prétendait que le rythme des sons lui facilitait la lecture sur les lèvres.

ZOLLNER rapporta que les deux patients de DJOURNO ont conservé leur appareil pendant cinq ans, et que les sensations auditives sont toujours restées les mêmes (réf. 33).

En 1964, SIMMONS décrit les premiers essais de stimulation bipolaire de la 8e paire de nerfs crâniens (réf. 18). Les résultats en furent quelque peu déconcertants, mais la durée limitée de l'expérience (25 mn) limita la quantité de résultats obtenus. Les électrodes bipolaires furent placées à 4,5 mm l'une de l'autre, dans l'axe du nerf. En utilisant une tension de stimulation carrée, des différences de sons étaient perceptibles jusqu'à 3 500 Hz. Entre 20 Hz et 900 Hz, le sujet était capable de distinguer des différences de tonalité assez facilement. Au-dessus de 1 000 Hz, la différence de tonalité était peu perceptible.

Etant donné que le sujet présentait une cochlée presque normale, il est possible qu'on ait été en présence d'une stimulation électrophonique classique.

D - Stimulation par champ électrique haute et très haute fréquence

La dernière méthode de stimulation de la fonction acoustique est constituée par l'excitation électromagnétique créée par les émetteurs-radar dans le domaine 100 à 10 000 MHz. Certains sujets peuvent "entendre" de tels rayonnements lorsqu'ils sont près de l'antenne. Les sons sont rapportés comme des chuintements ou des claquements difficilement localisables. La nature des sons ne change pas de manière appréciable lorsqu'on modifie la nature de la stimulation. On peut les supprimer de manière efficace par un blindage électrostatique du temporal, mais ils ne sont pas supprimés par blindage de l'oreille. Il est probable que l'origine de ce phénomène ne se situe pas au niveau de la peau et pour exister nécessite la présence d'une cochlée à peu près normale. L'origine exacte de ces signaux est encore inconnue (réf. 34 et 35).

Des essais récents ont montré que l'on pouvait percevoir des sons lorsqu'on soumettait un sujet à un champ électrique haute fréquence modulé en amplitude (réf. 36).

Le principe en est le suivant : on applique deux électrodes conductrices, isolées par une mince pellicule de mylar sur les tempes d'un sujet. Les électrodes étant connectées à un générateur haute fréquence de l'ordre de 100 KHz, modulée en amplitude par une tension

basse fréquence, le sujet est capable de percevoir la stimulation basse fréquence avec une assez bonne fidélité.

En effet, il faut remarquer que toutes les stimulations électriques étudiées plus haut sont incapables de reproduire la parole avec une fidélité suffisante pour obtenir au moins une bonne compréhension.

Deux sociétés américaines (réf. 36), la Intelectron Corporation de New-York et la Listening Incorporated d'Arlington (Massachusetts) ont vainement essayé d'utiliser ce phénomène à des fins militaires, en liaison avec "l'Army Electronics Command de Monmouth". Leurs recherches avaient pour but de mettre au point une méthode d'audition qui permette aux pilotes d'hélicoptères de percevoir la radio de bord dans de meilleures conditions qu'avec un casque d'écouteurs classique, malgré le niveau élevé du bruit des moteurs et des armes automatiques.

Ces recherches sont abandonnées actuellement, tout au moins en apparence, car elles semblent avoir échoué quant à l'application militaire envisagée.

Ce sont ces travaux que nous avons poursuivis dans toute notre étude pour tenter de localiser et de développer l'origine du phénomène d'audition :

- d'une part connaître si ce dernier est en rapport avec l'audition électrophonique classique,
- d'autre part essayer cette méthode d'audition à des fins cliniques.

L'hypothèse d'une nouvelle méthode de prothèse auditive est à elle seule suffisamment intéressante pour que nous lui consacrons plus de deux années de travail de notre recherche.

CHAPITRE II - ETUDE ET REALISATION DU DISPOSITIF EXPERIMENTAL

Le but initial de notre recherche fut tout d'abord d'étudier le phénomène d'audition créé par un champ électrique moyenne fréquence modulé en amplitude. Nous désirions étudier de manière assez complète l'influence de chaque paramètre électrique :

- fréquence de la porteuse,
- taux de modulation,
- niveau de champ électrique,
- nature des électrodes, etc...

Il nous restait à mettre au point notre dispositif expérimental.

A - Qualités imposées par l'appareillage à étudier

Dans un premier temps, nous avons entrepris la réalisation d'un appareil que nous appellerons "Neurophone", qui nous a permis d'étudier et d'approfondir le phénomène d'audition à l'aide d'un champ électrique haute fréquence modulé en amplitude.

Nous nous sommes imposés le cahier des charges suivant :

- Porteuse HF : de quelques milliers de Hz à 100 KHz avec une tension réglable de 0 à 200 V eff.
- Taux de modulation basse fréquence : réglable de 0 à 100 %
(cette basse fréquence doit être comprise entre quelques Hz et 50 KHz).
- Possibilité de pulser la basse fréquence avec un rythme et un niveau sortie réglable.
- Possibilité de déclencher la basse fréquence par un signal de synchronisation externe.
- Souplesse d'emploi de l'appareil pour permettre facilement les études cliniques.

...

Le schéma synoptique du neurophone est donné par la figure 1. On reconnaît les deux générateurs BF et HF reliés au modulateur. La sortie du modulateur est reliée à un amplificateur haute tension et ce dernier excite les électrodes.

B - Générateur basse fréquence

Son schéma est donné par la figure 2. Il s'agit d'un montage tout à fait classique (réf. 37) d'oscillateur à pont de Wien constitué par trois transistors de type 2N 2925. La stabilisation de la tension de sortie est assurée par la résistance non linéaire constituée par une ampoule miniature de 6 V - 50 mA. La fréquence d'oscillation est fixée par les éléments R et C du pont de Wien. Un double potentiomètre permet de faire varier la fréquence dans un rapport de 10. Un commutateur permet de choisir l'une des trois gammes de fréquence : 20 Hz - 200 Hz, 200 Hz - 2000 Hz et 2000 Hz - 20000 Hz.

C - Générateur haute fréquence

Son schéma est donné par la figure 3. Il utilise le même principe que le générateur basse fréquence. Un double potentiomètre de 10 K Ω permet de faire varier la fréquence de 10 à 100 KHz.

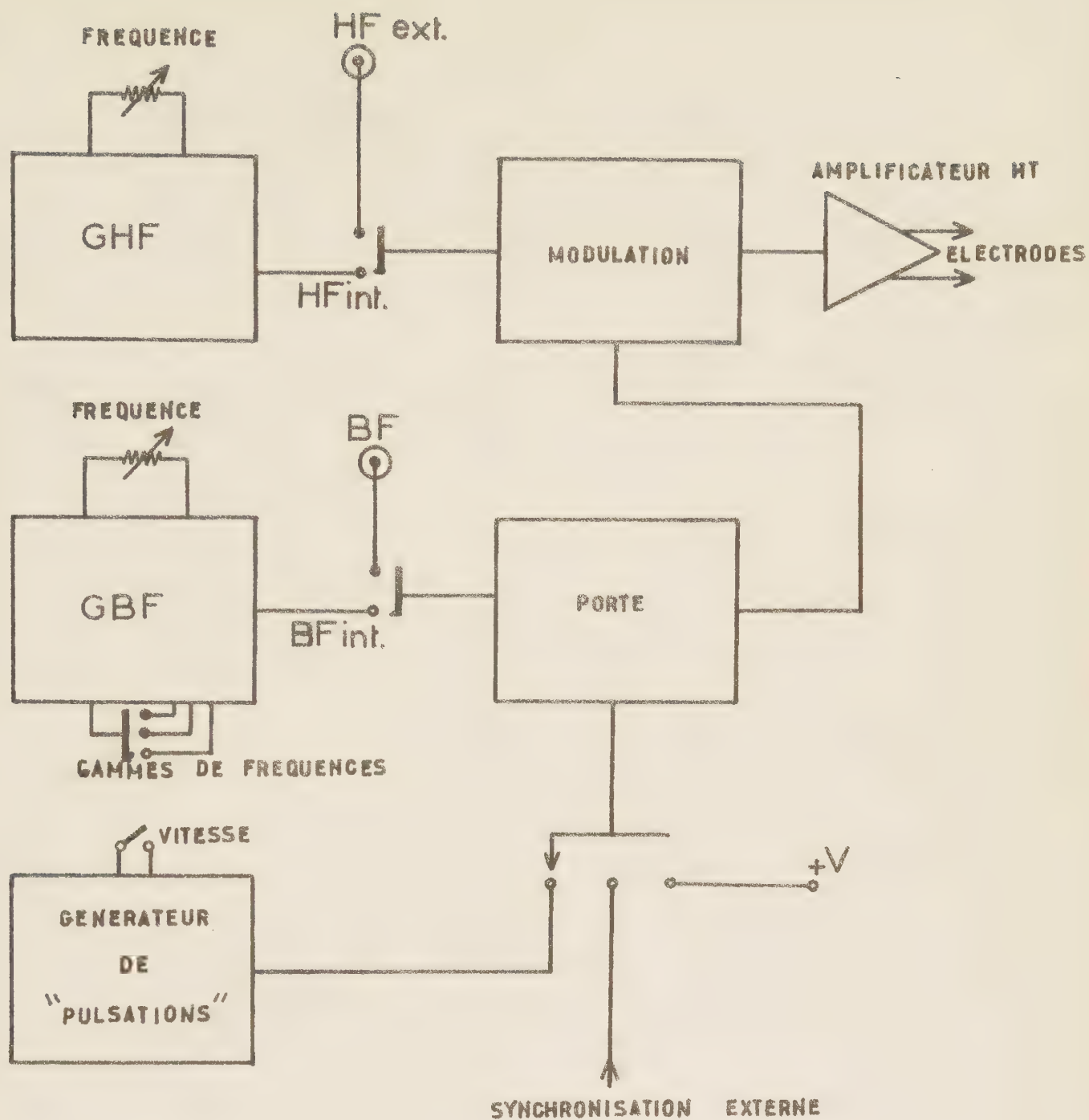
D - Modulateur d'amplitude

Il y a quelques années, un modulateur d'amplitude capable de fonctionner correctement dans des gammes de fréquence aussi larges, tant pour la porteuse que pour la basse fréquence, aurait posé des problèmes pour sa réalisation. La seule méthode satisfaisante aurait été d'utiliser un modulateur en anneau inclu dans un pont de transformateurs assez délicats à réaliser étant donné les fréquences assez basses qu'ils auraient dû transmettre.

Au début de nos travaux (novembre 1968), nous avons entrepris de tels essais, et nous avons obtenu quelques résultats encourageants.

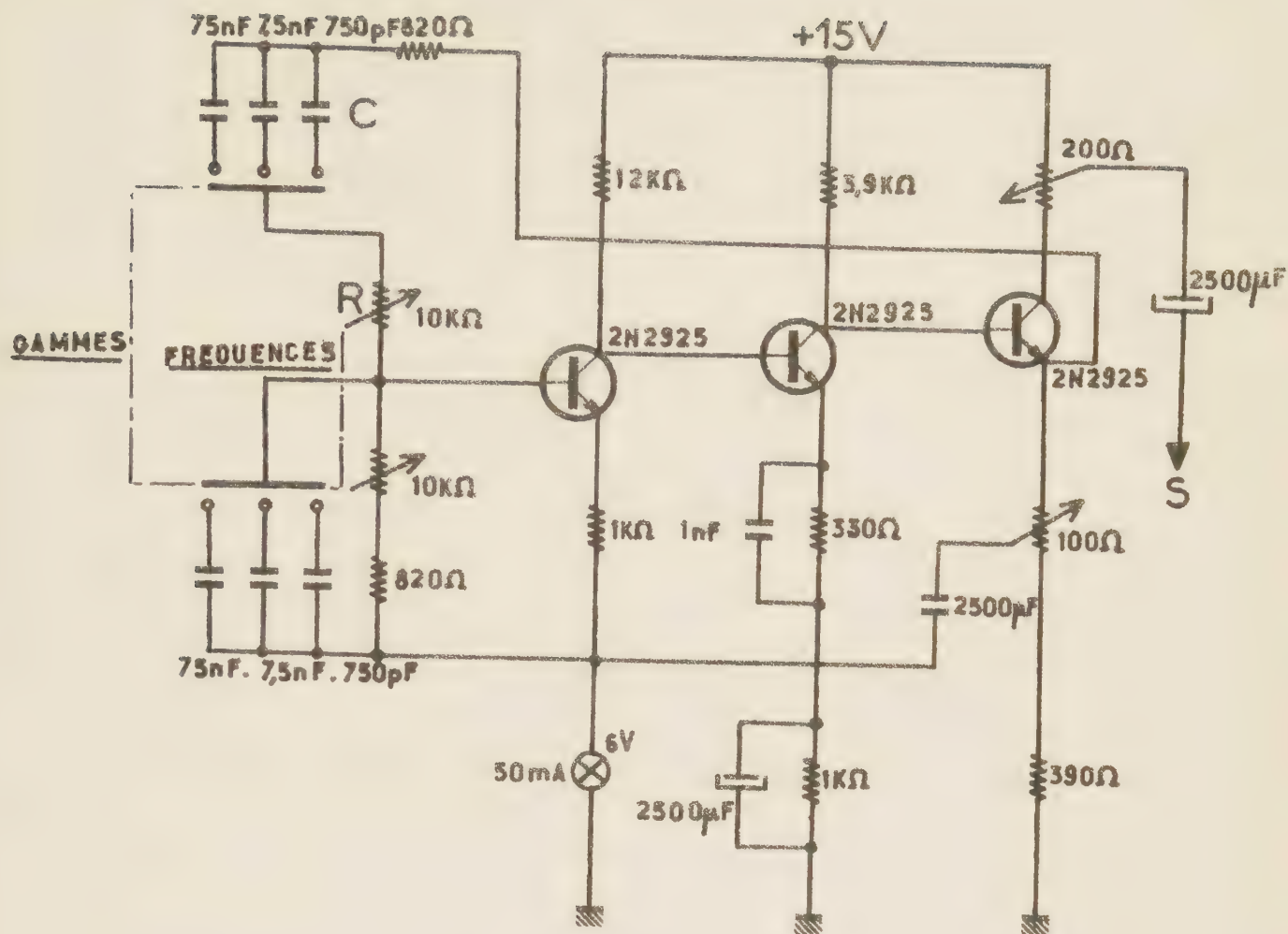
Mais au début de l'année 1969 est apparu sur le Marché un multiplieur analogique en circuit intégré qui convenait parfaitement

FIG:1



SYNOPTIQUE DU NEUROPHONE

FIG: 2



gamme de fréquence :

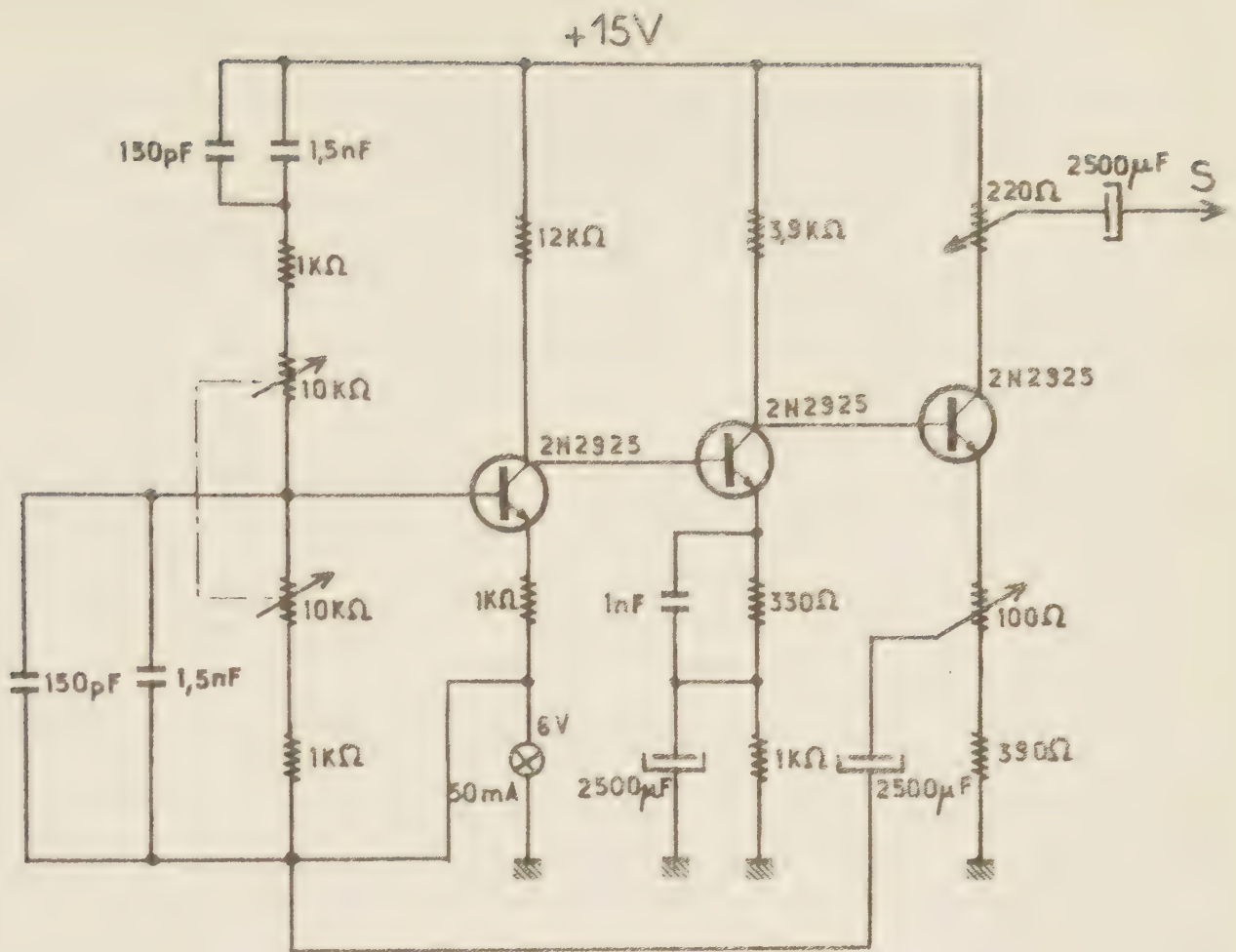
20 _ 200Hz

200 _ 2000Hz

2000 _ 20000Hz

GENERATEUR BASSE FREQUENCE

FIG: 3



gamme de fréquence:

10 - 100kHz

GENERATEUR HAUTE FREQUENCE

à notre problème étant donné sa large bande passante (du continu à quelques centaines de KHz) (réf. 38 et 39)^(*).

Son principe est fondé sur le fait que le signal de sortie d'un transistor monté en émetteur commun dépend à la fois du signal d'attaque (sur sa base) et de la pente (transconductance) du semi-conducteur qui est liée au courant d'émetteur.

Les circuits Motorola utilisent habilement quatre paires différentielles de transistors pour réaliser la fonction de multiplication (réf. 38). Le schéma complet du modulateur est donné par la figure 4. Les deux tensions BF et HF sont injectées sur les entrées du multiplieur. De plus, on superpose à la tension BF une tension continue que l'on ajuste de façon à obtenir en sortie du multiplieur une tension HF modulée à 100 % par la tension BF.

E - Circuit de "pulsation"

a) Le circuit de "pulsation" doit permettre d'étudier le seuil différentiel de perception du signal acoustique. Il est donc nécessaire de pouvoir faire varier le signal basse fréquence entre deux niveaux dont la différence doit être ajustable et connue. En plus, la fréquence de variation des niveaux doit pouvoir osciller à une fréquence de 0,5 Hz à quelques Hz.

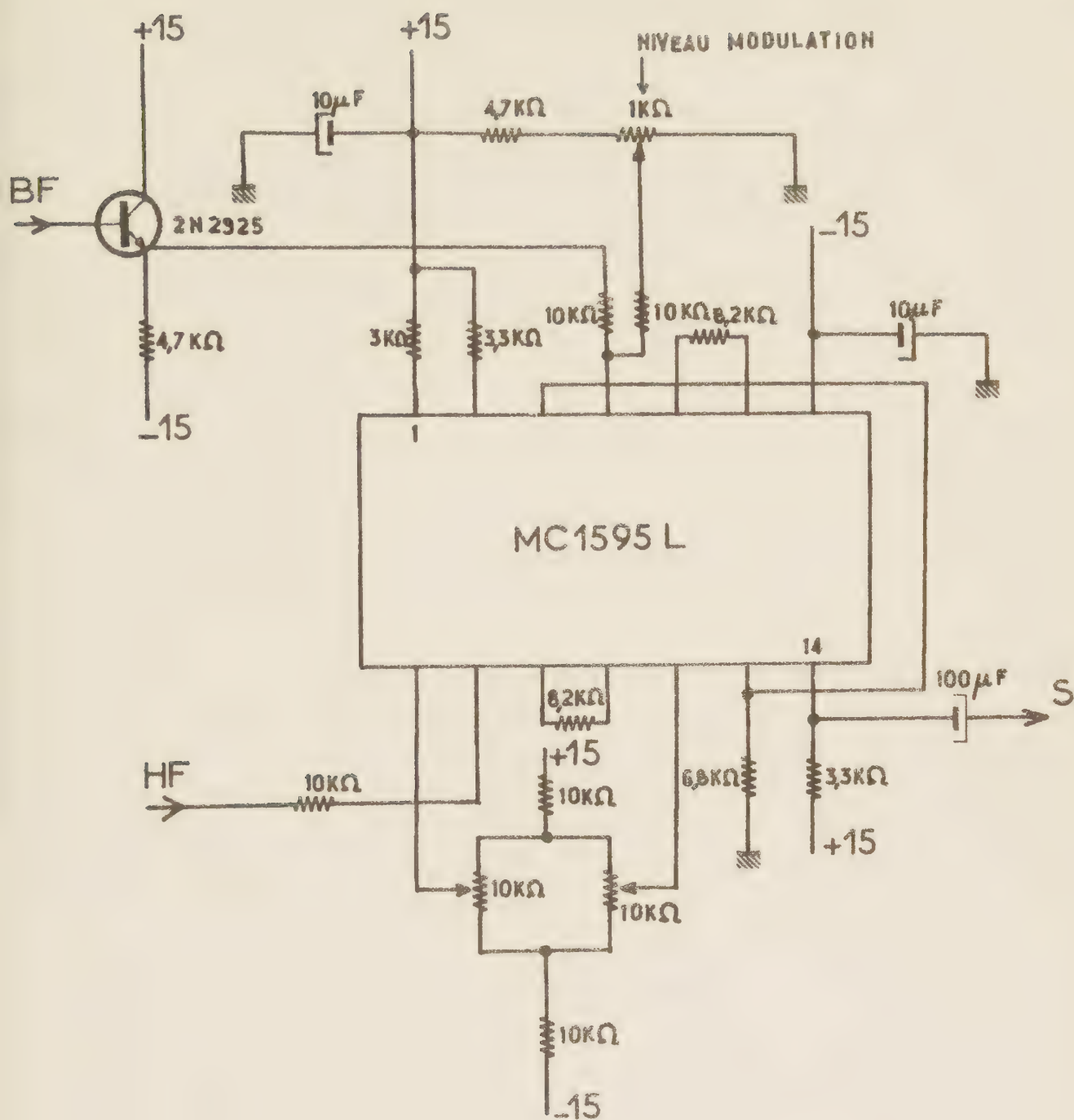
Les sons pulsés sont d'un usage courant en audiométrie, car ils permettent de déterminer les seuils avec une plus grande précision.

b) Le "pulsateur" doit, en outre, être pourvu d'une

(*)

En fait de tels multiplieurs analogiques existaient antérieurement, en particulier en réalisation hybride, utilisant des principes divers (quart de carré, modulation de largeur et de hauteur d'impulsions, caractéristiques quadratiques de transistors à effet de champ) (réf. 40), mais leur coût très élevé à l'époque nous en interdisait l'emploi pour notre étude.

FIG.4



MODULATION

porte logique permettant de ne laisser passer le signal basse fréquence que pendant la présence d'une impulsion sur une entrée de synchronisation (par exemple, pour réaliser des expériences de "potentiels évoqués").

Le schéma du circuit de pulsation est donné par la figure 5. La tension de pulsation est obtenue à l'aide d'un multivibrateur qui utilise un circuit intégré. Le choix de fréquence lente (0,5 Hz) ou rapide (2 Hz) se fait par commutation de la valeur de la capacité de bouclage. Nous aurions pu réaliser une variation continue de fréquence (réf. 41), mais par la suite, nous n'avons pas jugé cette complication utile.

La sortie du multivibrateur est reliée à une porte analogique constituée par un transistor à effet de champ IG2. Le transistor 2N 1305 a pour rôle de transformer les impulsions positives de sortie du multivibrateur en impulsions négatives destinées à bloquer le transistor à effet de champ.

D'autre part, un système constitué par deux résistances de 100 k Ω ramène sur la porte une partie de la tension source, lorsque le transistor à effet de champ est conducteur (réf. 40). Ce montage permet d'appliquer, sans déformation, sur la porte analogique une tension basse fréquence de 5 V crête à crête, tandis que, sans ce dispositif, la tension admise sans écrêtage serait limitée à moins de 1 V crête à crête.

F - Amplificateur haute tension

Devant la nécessité d'obtenir une tension de 200 V eff. pour une fréquence comprise entre 10 KHz et 100 KHz, nous avons à choisir entre une des deux méthodes possibles : se servir de transformateurs élévateurs de tension à large bande, ou bien construire un amplificateur transistorisé haute tension. Nous avons choisi la seconde méthode pour deux raisons :

- Elle fait appel à un amplificateur quasiment continu (ceci nous a donné la possibilité de poursuivre des expériences intéressantes sur la perception de champs électriques basse fréquence).

- Elle facilite la réalisation de l'appareillage étant donné l'apparition sur le Marché de nouveaux transistors capables de supporter jusqu'à 350 V entre émetteur et collecteur.

Le schéma de l'amplificateur est donné par la figure 6. Il est constitué par deux circuits identiques attaqués en opposition de phase, chacun d'eux étant relié à une électrode, afin d'obtenir une tension double entre les deux électrodes.

Chaque circuit est constitué par un transistor haute tension de type 2N 3439, dont la base est commandée en courant par la tension de sortie d'un amplificateur opérationnel de type μ A 709. Un réseau de contre-réaction adéquat fixe le gain du circuit à 150. A l'aide d'une polarisation continue (potentiomètre de 4,7 K Ω et résistances de 15 K Ω reliées au - 15 V), on règle à 150 V le potentiel de repos du collecteur du transistor 2N 3439.

Le choix de la résistance de collecteur est l'objet d'un compromis. D'une part, elle doit être assez élevée de façon à limiter la puissance dissipée par le transistor haute tension et d'autre part, elle doit être assez faible pour laisser passer dans le collecteur du 2N 3439 un courant suffisant pour avoir une bonne réponse en fréquence jusque vers 100 KHz.

On notera entre base et émetteur de chaque transistor haute tension la présence d'une diode qui a pour but de protéger la jonction base-émetteur contre une tension négative excessive lors de la mise sous tension de l'amplificateur.

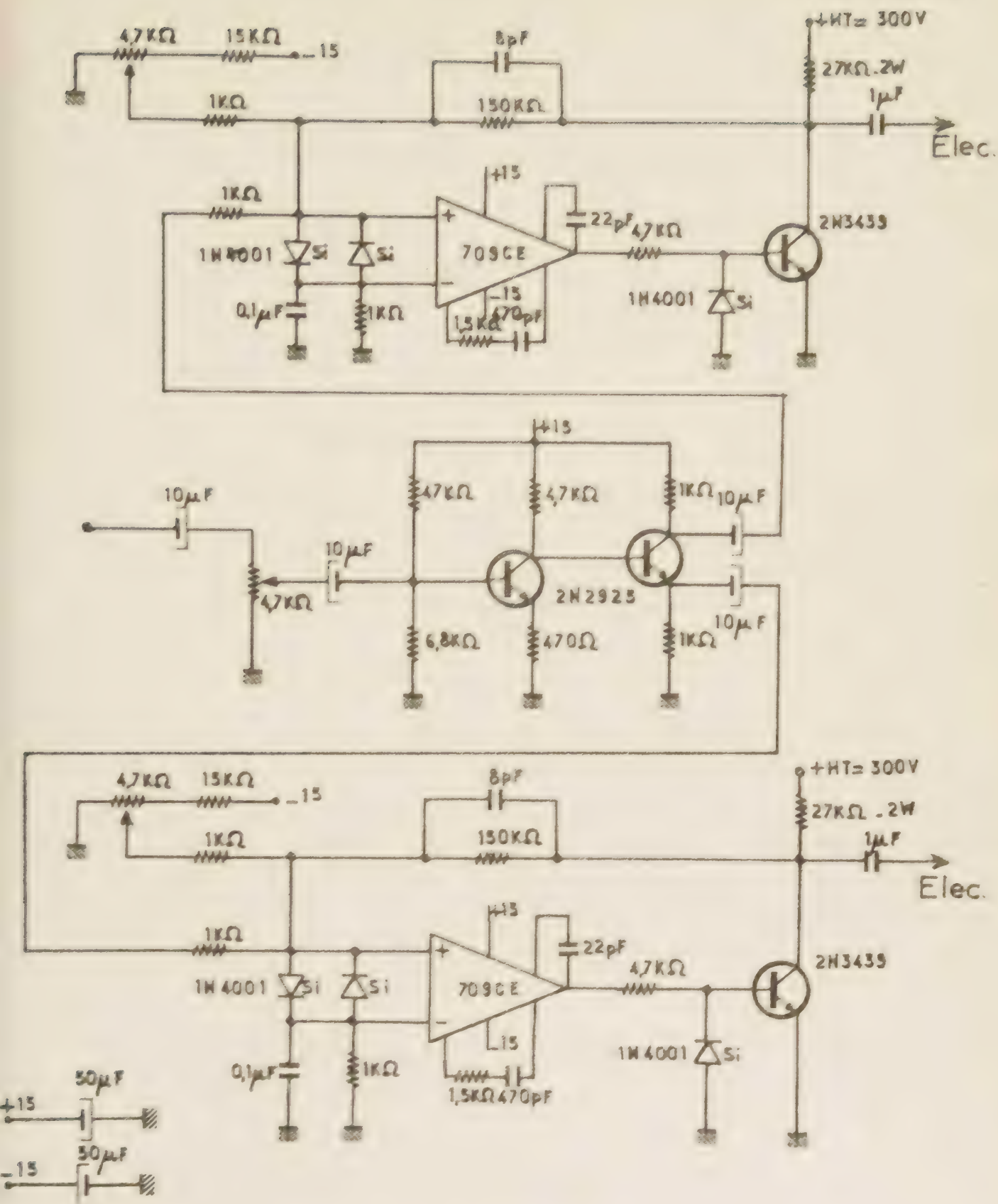
Une autre bonne protection consiste à placer deux diodes tête-bêche entre les deux entrées de chaque amplificateur opérationnel afin de les protéger lors des réglages de polarisation.

Un petit amplificateur (de gain $\neq$ 10) composé d'un transistor 2N 708 suivi d'un déphaseur émettodyne attaque deux circuits haute tension.

Cet amplificateur est capable de délivrer près de 100 V eff. sur chaque électrode (soit 200 V différentiels entre les deux

...

FIG: 6



AMPLIFICATEUR HT

électrodes), avec une bande passante de 1 kHz à 100 kHz à - 3 dB.

G - Alimentations

Les schémas des alimentations + 15 V, - 15 V et + 350 V de type très classique, sont donnés figure 7.

La haute tension de 350 V est régulée à l'aide d'un tube stabilisateur à néon de type OB2.

Les tensions de + 15 V et - 15 V sont obtenues à l'aide d'une stabilisation par diode Zener.

H - Schéma complet du Neurophone

Il est donné figure 8. On notera la présence de deux appareils de mesure (Vu-mètres). Ceux-ci permettent de régler correctement le niveau de la tension basse fréquence et de la porteuse pour attaquer le modulateur dans les conditions optimales.

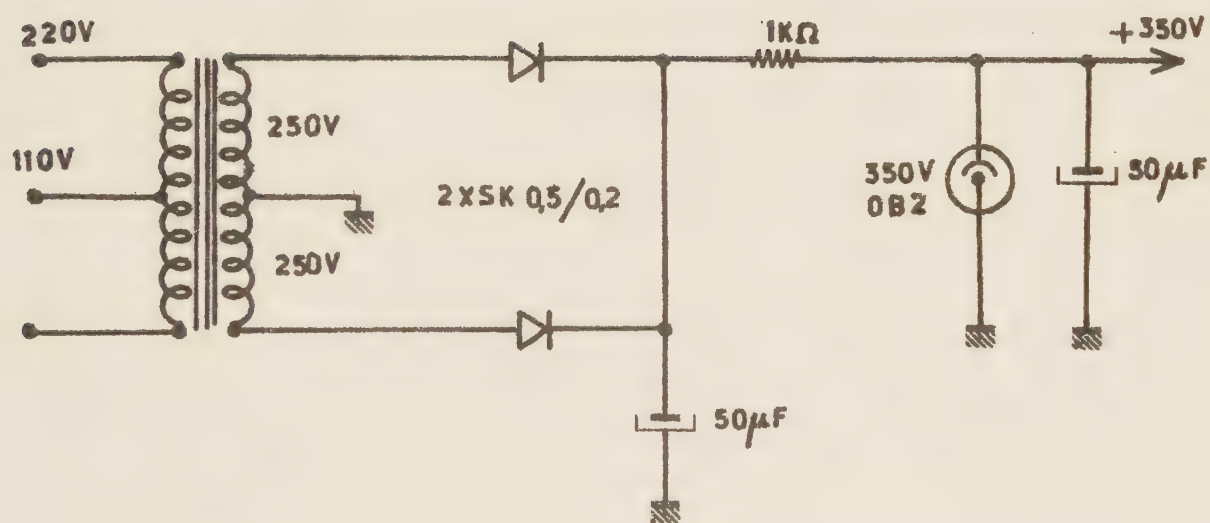
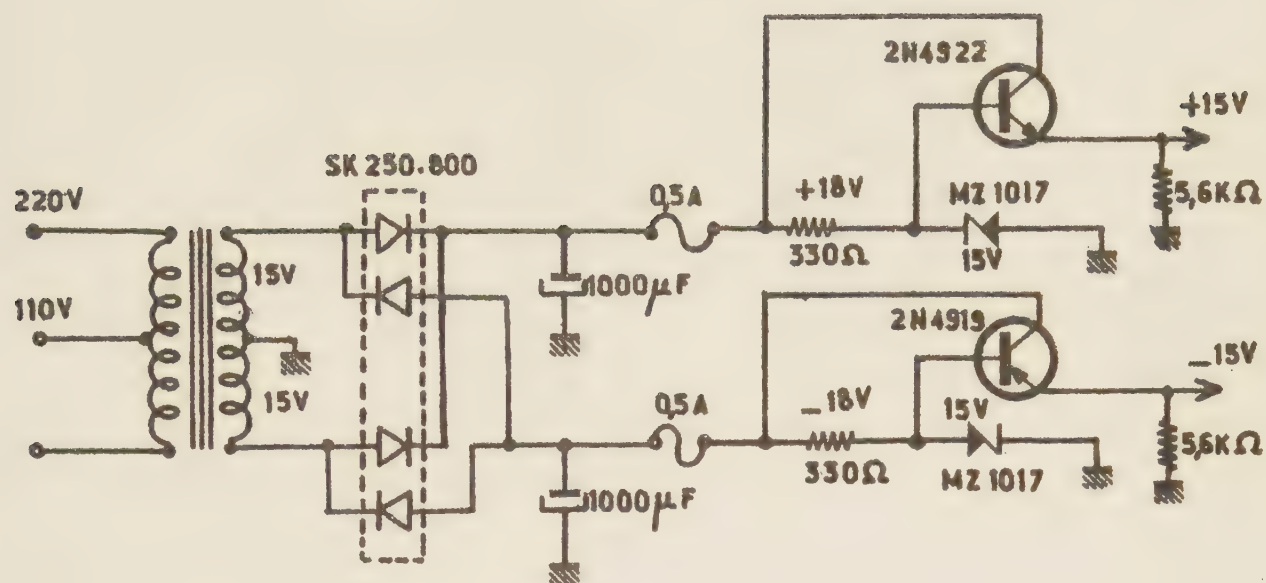
I - Electrodes

Les électrodes ont été réalisées comme l'indique le schéma de la figure 9. Une feuille de cuivre de 0,1 mm est collée sur un cylindre de plexiglass. Un mince film de mylar de 0,05 mm isole la feuille de cuivre. Deux types d'électrodes ont été réalisés (12 mm et 20 mm de diamètre), afin de déterminer l'influence de la taille des électrodes sur la perception auditive. La rigidité diélectrique et la qualité de leur isolement ont été testées à 2 kV avant leur utilisation.

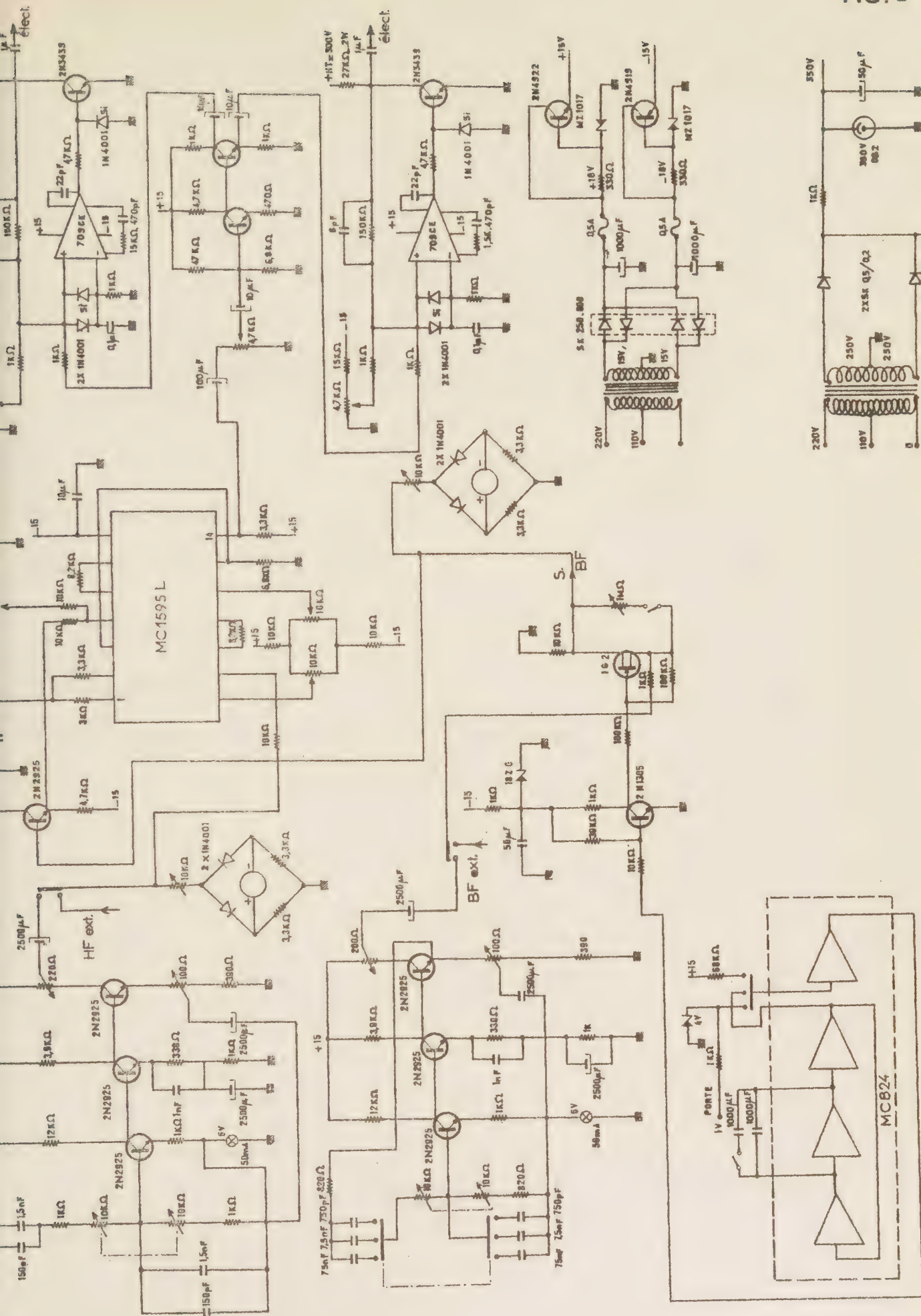
C'est au moyen de ces électrodes que nous ferons toutes nos expériences par la suite.

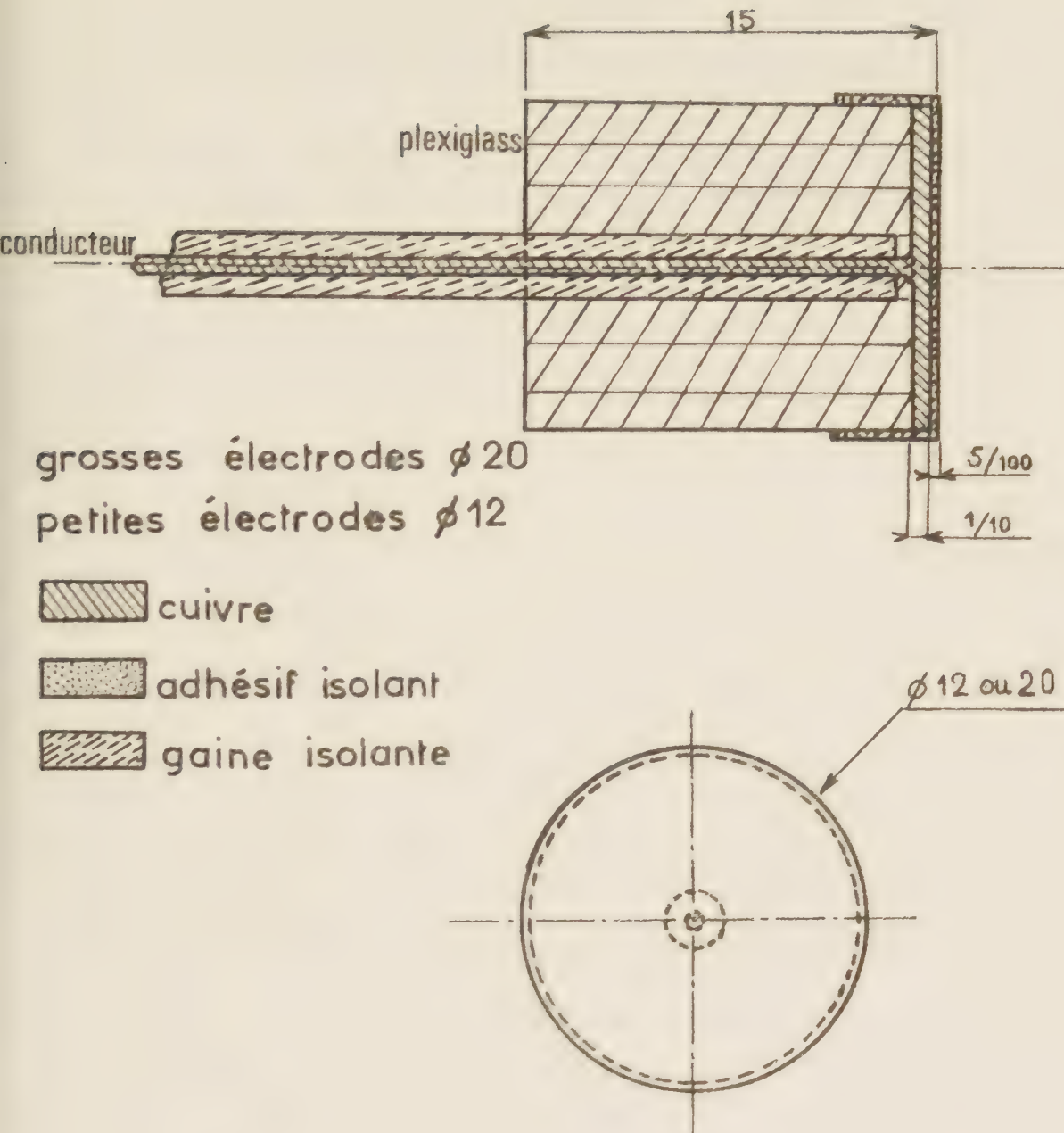


FIG:7



ALIMENTATIONS





CONSTITUTION DES ELECTRODES

CHAPITRE III - ETUDE CLINIQUE DE L'AUDITION "NEUROPHONIQUE"

Nous avons expérimenté notre "Neurophone" de janvier à avril 1970, avec la collaboration du Docteur CHAMBAUT, Attaché au Service ORL du Centre Hospitalier Régional de Nancy.

Notre équipement expérimental a été placé dans la cabine audiométrique du service afin de pouvoir bénéficier du silence complet indispensable à nos expériences. D'autre part, la présence de l'équipement audiométrique classique nous a permis d'effectuer de manière précise les audiogrammes de chaque sujet, car ces derniers sont nécessaires pour la bonne interprétation de nos expériences.

En un premier temps, nous avons procédé à quelques essais sur nous-mêmes ou nos collaborateurs, afin de nous familiariser avec le phénomène d'audition par champ électrique haute fréquence modulé en amplitude.

A - Dispositif expérimental

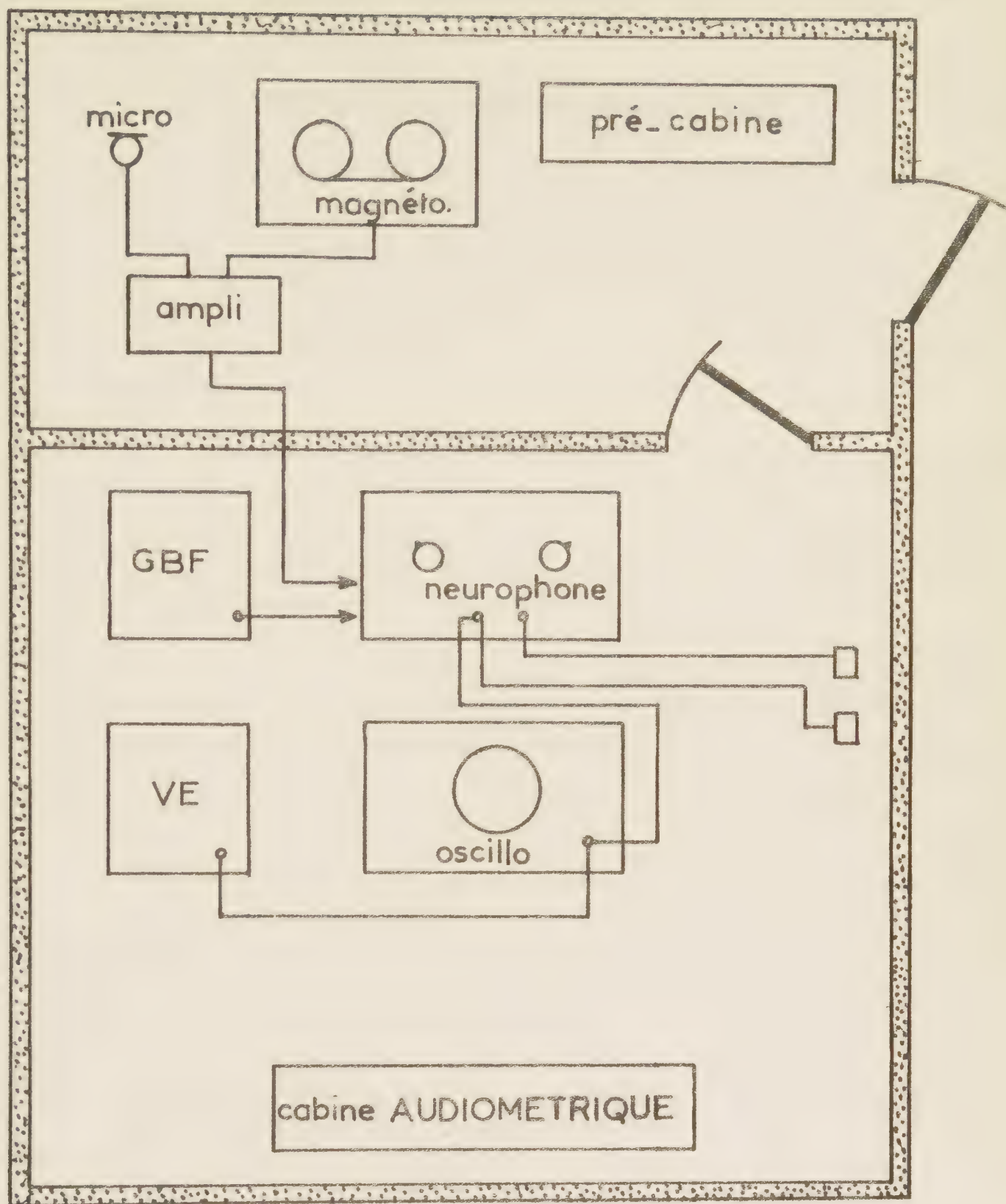
Il comprend deux parties : d'une part, le neurophone proprement dit et ses accessoires de mesure, placés dans la cabine audiométrique auprès du sujet en expérimentation ; d'autre part, les sources sonores vocales, micro et magnétophone, placées dans la pré-cabine, de façon à ne pas gêner le sujet.

Le schéma du dispositif expérimental est donné par la figure 10. Un voltmètre électronique mesure avec précision la tension envoyée aux électrodes (en réalité, on mesure la différence de tension entre une électrode et la masse, la tension de l'autre électrode est identique à 2 dB près).

La qualité et le taux de la modulation de la tension envoyée aux électrodes sont contrôlés à l'aide d'un oscilloscope, en général par la méthode du trapèze.

Pour obtenir une meilleure précision de détermination de la fréquence de modulation, un générateur basse fréquence annexe nous a été très utile, et pour les essais vocaux, nous disposons d'un

FIG:10



DISPOSITIF EXPERIMENTAL

magnétophone, et d'un micro, pouvant être reliés à l'entrée basse-fréquence du Neurophone.

B - Essais préliminaires sur sujets normaux

Nos premiers essais consistèrent à envoyer une centaine de volts efficaces sur chaque électrode à une fréquence de 50 kHz et à moduler à 100 Å cette haute fréquence par une tension basse fréquence de 1 kHz. En appliquant une électrode sur chaque tragus, nous entendîmes alors, très distinctement, un son correspondant à la hauteur de 1 kHz et de timbre assez pur. (le tragus est la saillie se trouvant en dehors et en avant de l'orifice auditif externe).

En faisant varier la fréquence de modulation, nous avons constaté que nous pouvions percevoir jusqu'à 17 kHz dans le domaine des fréquences aigües et depuis 150 Hz dans le domaine des fréquences graves. Il est à remarquer que 17 kHz représentent notre propre limite de perception des fréquences élevées par voie aérienne.

La valeur de la fréquence de la porteuse a un rôle important : le niveau du son perçu diminue au fur et à mesure qu'augmente la fréquence de la porteuse. A 100 kHz, le son perçu est très faible, pratiquement au niveau du seuil, vers 20 kHz, son intensité est bien plus élevée. Il est à noter que l'on ne peut guère utiliser une porteuse de fréquence plus faible que 20 kHz, car le battement inférieur entre la porteuse et la basse fréquence devient perceptible au-delà d'une fréquence de modulation de deux à trois kHz et en plus il déforme complètement le son perçu (on perçoit alors un son de timbre très impur).

A l'aide de mots types enregistrés sur magnétophone, nous avons effectué un essai d'audition vocale. La tonalité des paroles perçues nous est apparue légèrement nasillarde, comme lorsque l'on écoute le programme d'un poste de radio dont la fréquence est mal réglée, mais les phrases étaient parfaitement compréhensibles.

L'emplacement des électrodes s'est révélé avoir une importance primordiale. Pour qu'un son soit perceptible, il faut que les électrodes soient appliquées avec une légère pression sur la peau. La zone la plus sensible s'est avérée être le tragus, bien qu'une au-

dition soit encore possible dans toute la région frontale ou temporelle.

Le phénomène d'audition "neurophonique" est localisé uniquement à la région de la tête, nos essais sur d'autres régions du corps n'ont donné aucun résultat.

La dimension des électrodes a une influence sur l'intensité du son perçu. Il est plus élevé avec les électrodes de 20 mm de diamètre qu'avec celles de 10 mm. Pour ce qui est du niveau acoustique créé, nous avons effectué une mesure subjective par comparaison avec un audiomètre correctement étalonné. Nous avons trouvé une cinquantaine de dB pour une fréquence de 1 kHz et une tension d'électrode de 200 V.

C - Essais systématiques sur sujets normaux

Nous avons étudié les réactions auditives à l'audition neurophonique sur une quarantaine de personnes. Notre processus expérimental fut identique pour tous les sujets. La fréquence de la porteuse fut maintenue constante à 25 kHz et le taux de modulation à 100 %.

1° Courbes de seuil

Rappelons que la notation des tensions en dBm a pour référence 0,775 V.

Nous avons relevé la courbe de seuil, c'est-à-dire l'amplitude de la tension sur une électrode (exprimée en dBm) en fonction de la fréquence de modulation. Le seuil étant le niveau de tension pour lequel la basse fréquence est tout juste perceptible. Pour avoir une meilleure définition du seuil, la basse fréquence a toujours été maintenue pulsée à une période d'une seconde environ.

Afin de s'assurer de la validité de nos courbes de seuil, nous avons tracé les courbes d'un même sujet à une quinzaine de jours d'intervalle. Nous avons trouvé une réponse identique à mieux que 4 dB.

...

Les résultats de nos mesures sont représentés sur les figures 11 à 20. Nous distinguons trois familles de courbes de réponses :

Famille I : Ce sont des courbes du type donné par le sujet n° 12. Elles présentent un minimum très net entre 2 kHz et 4 kHz, c'est-à-dire que ces sujets présentent un maximum de sensibilité dans le médium, ce maximum correspondant au maximum de sensibilité de l'oreille. Ces sujets perçoivent encore assez bien l'extrême aigu, par contre, la perception se limite dans le domaine des basses fréquences, aux environs de 200 à 300 Hz.

Famille II : Ces courbes représentent une fonction auditive dont un exemple est donné par le sujet n° 15. En général, ces sujets présentent une sensibilité de perception qui augmente avec la fréquence. Certains sujets de cette famille peuvent présenter un palier entre 1 et 6 kHz, comme le sujet n° 11. La perception en basse fréquence de ces sujets est un petit peu meilleure que ceux de la famille n° I et un signal à 150 Hz est encore perceptible.

Famille III : Les courbes de cette famille sont les plus fréquentes et celle de la figure n° 16 a été tracée pour le sujet n° 22. L'aspect de cette courbe de réponse est tourmenté, et laisse apparaître des pics et des creux plus ou moins larges et profonds. Ces phénomènes peuvent faire penser à un effet de résonance. Nous reviendrons ultérieurement sur cette hypothèse lors de nos essais d'interprétation de l'audition neurophonique. Ces sujets perçoivent encore les basses fréquences jusque vers 100 à 150 Hz.

De ces trois familles de courbes, diverses conclusions peuvent être déduites. Tout d'abord, en aucun cas, l'audition neurophonique ne permet de percevoir un son de fréquence inférieure à une centaine de Hz, certains sujets d'ailleurs ne perçoivent plus rien au-dessus de 300 Hz.

...

FIG.11

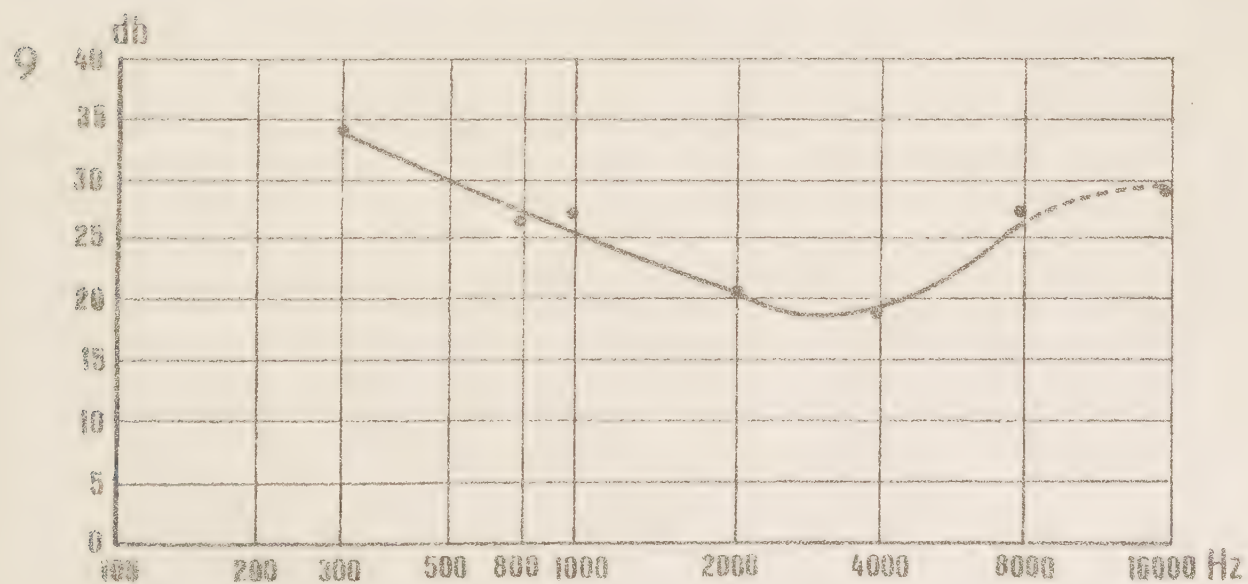
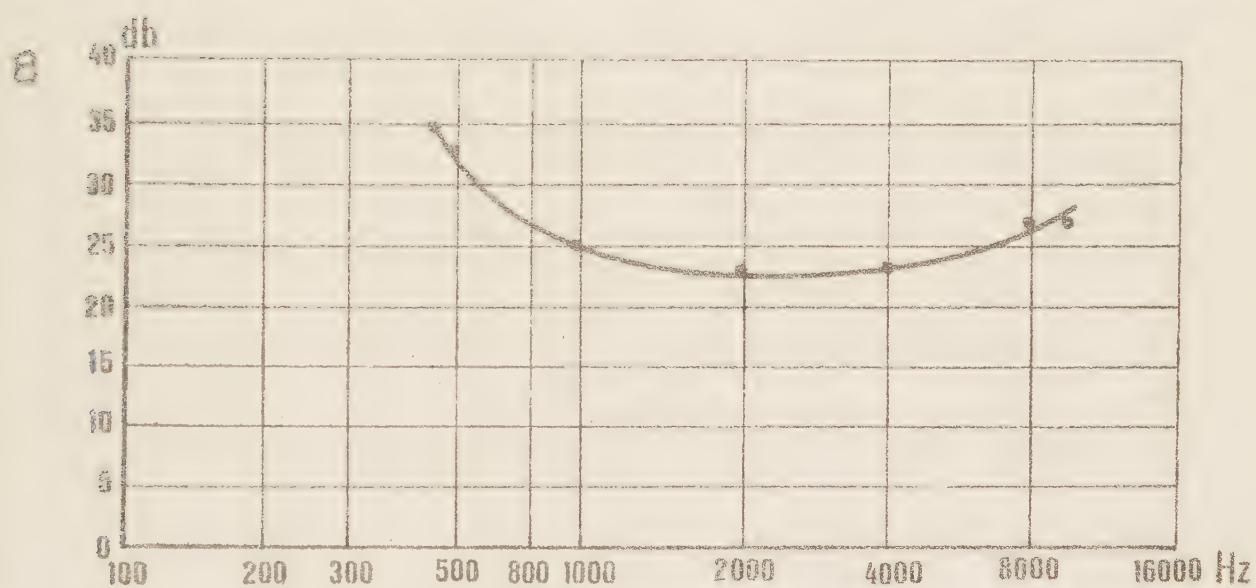
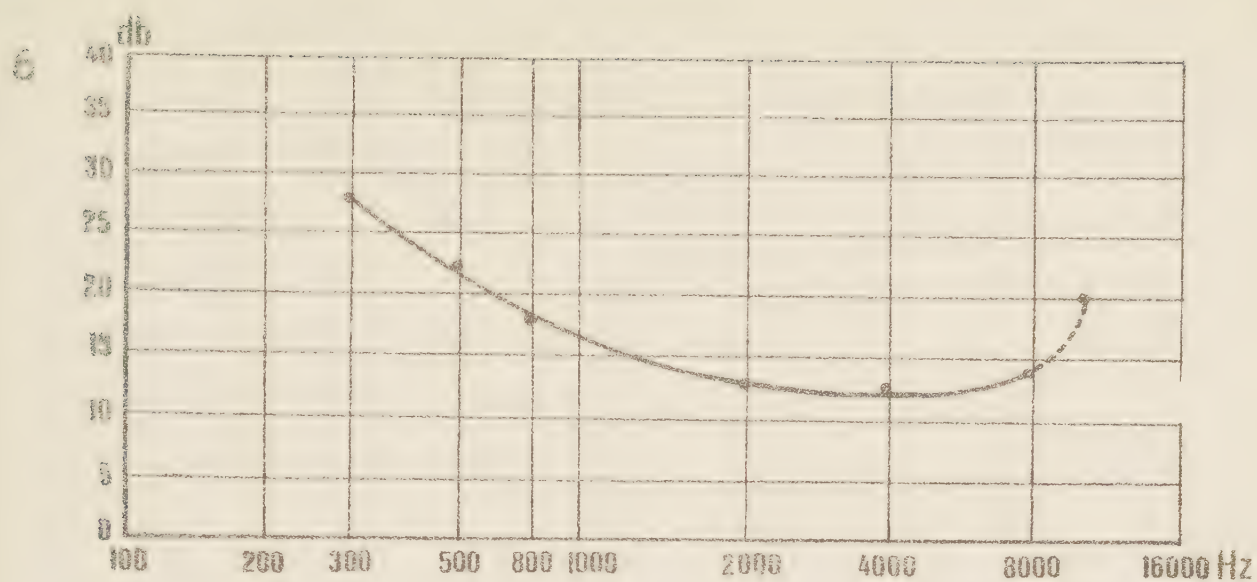


FIG:12

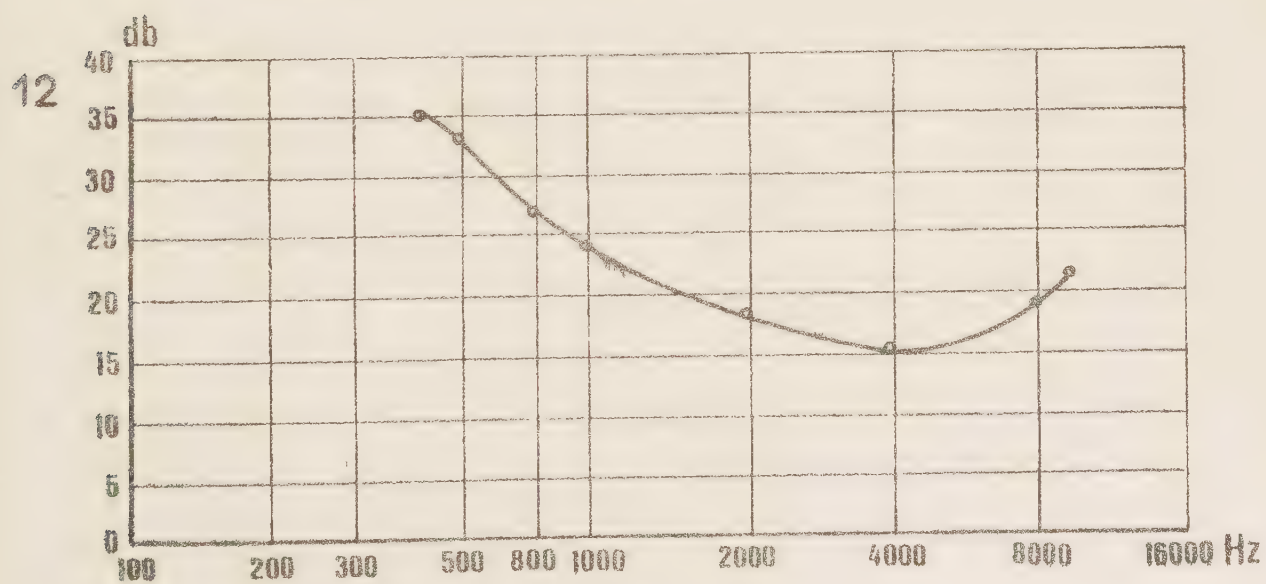
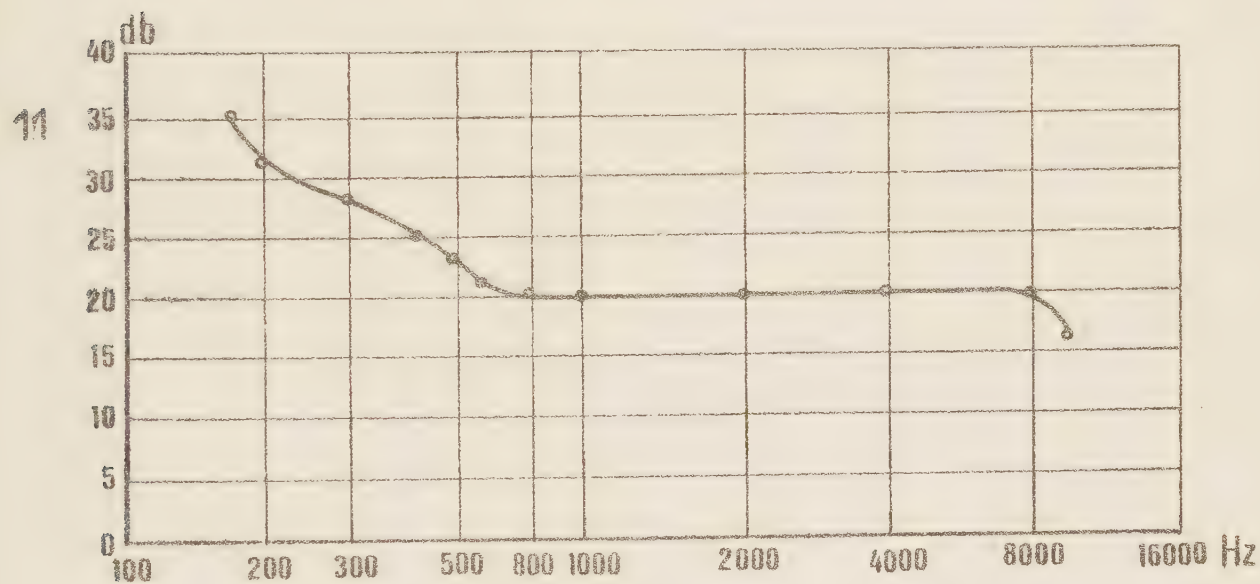
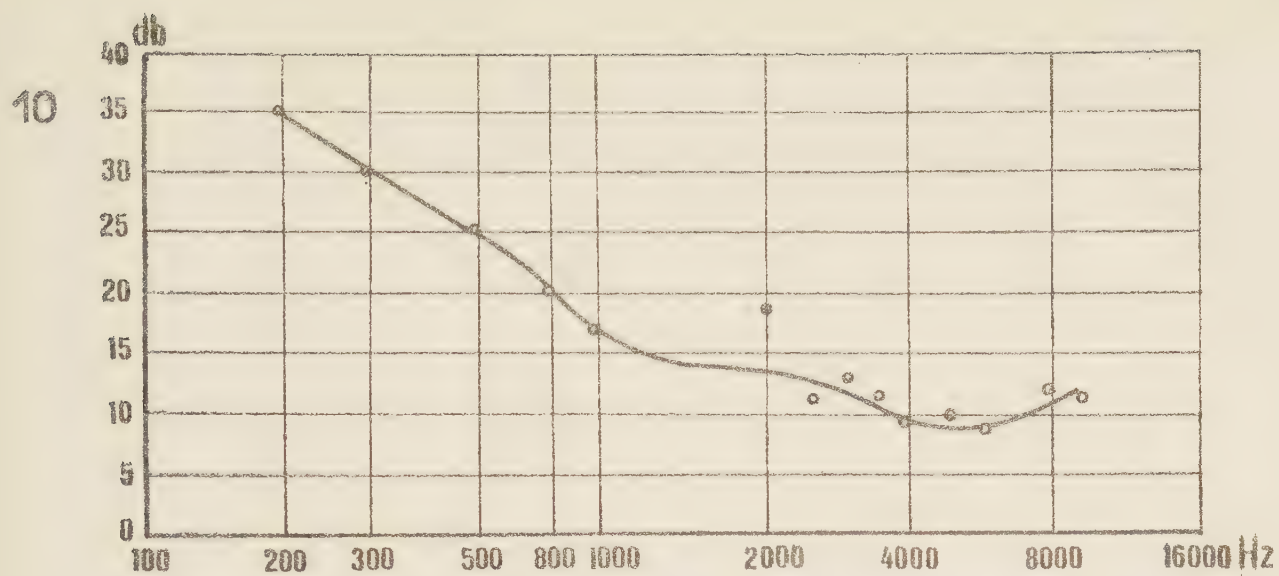
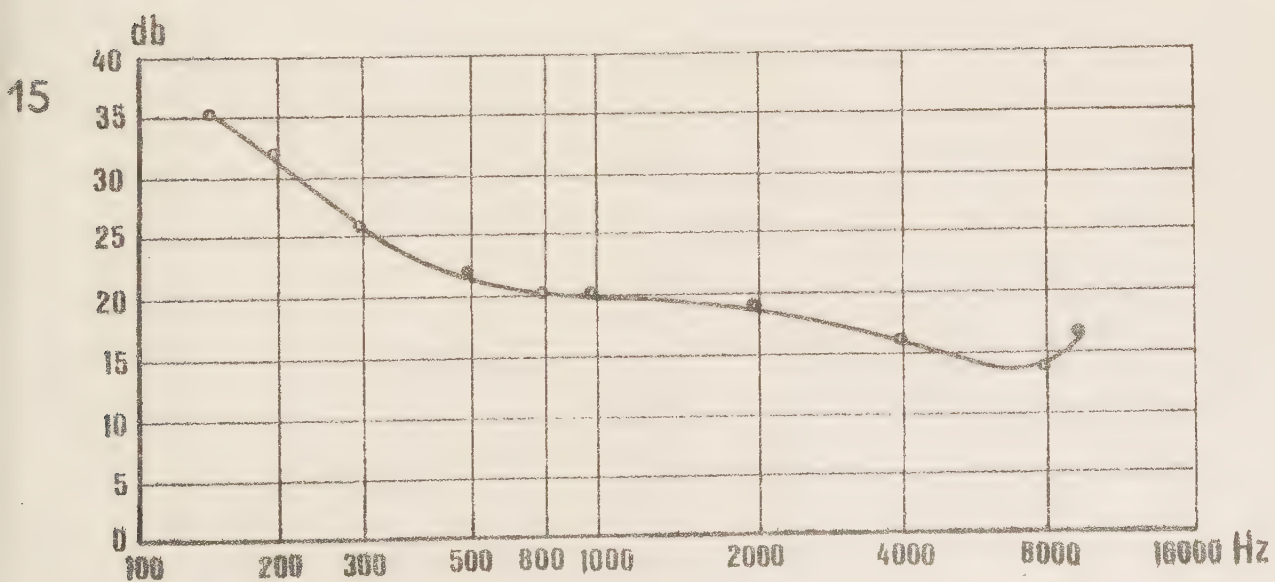
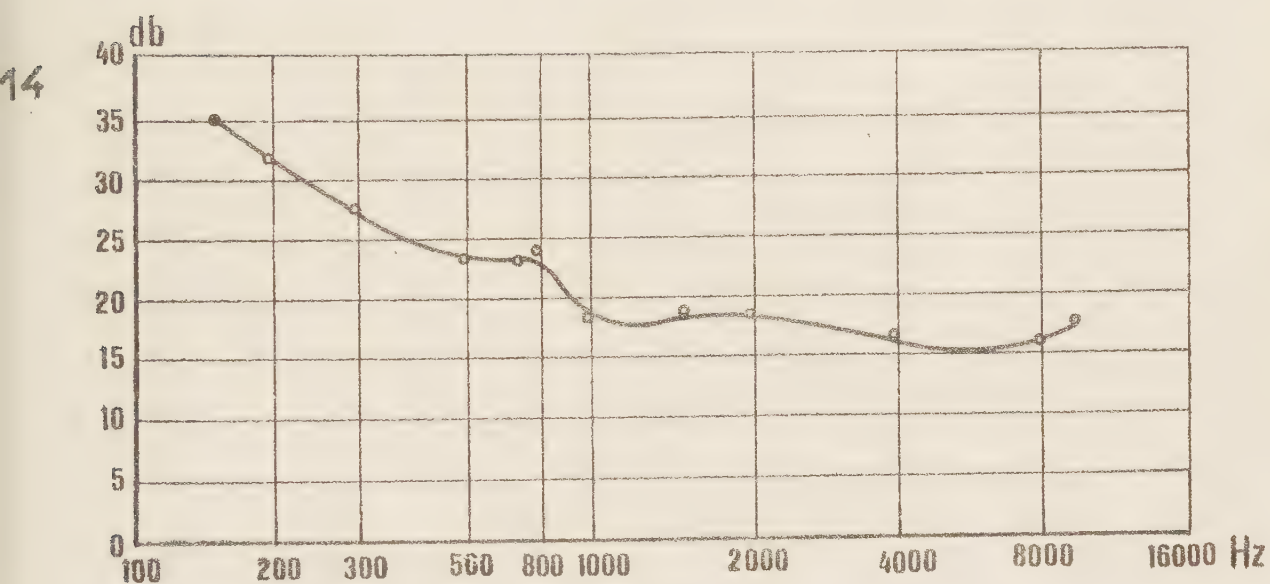
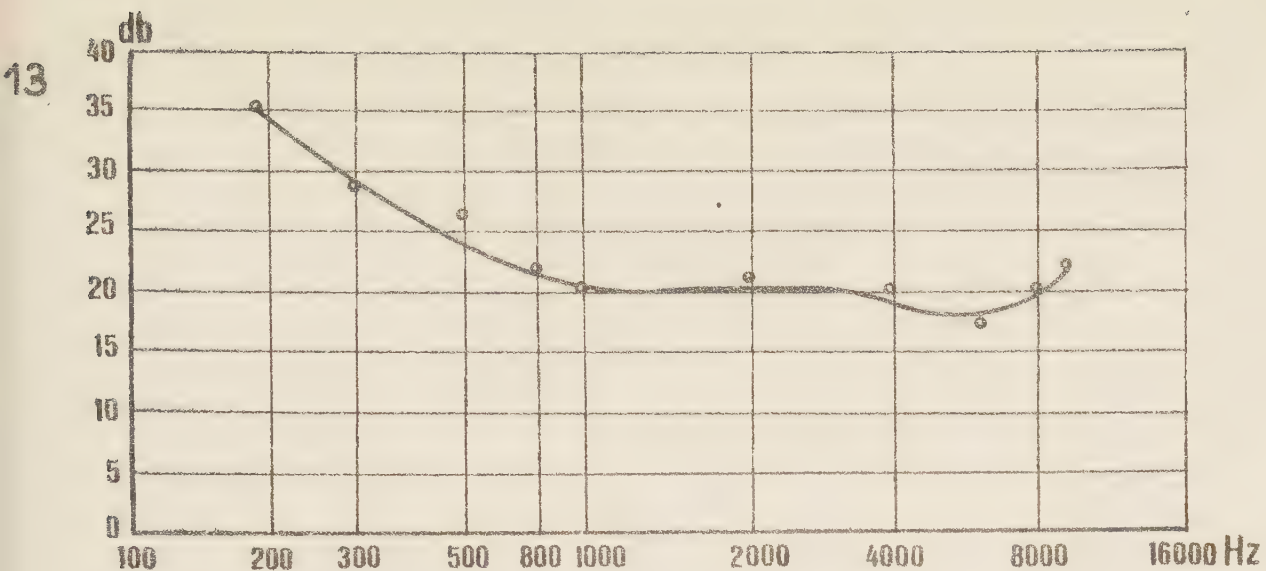
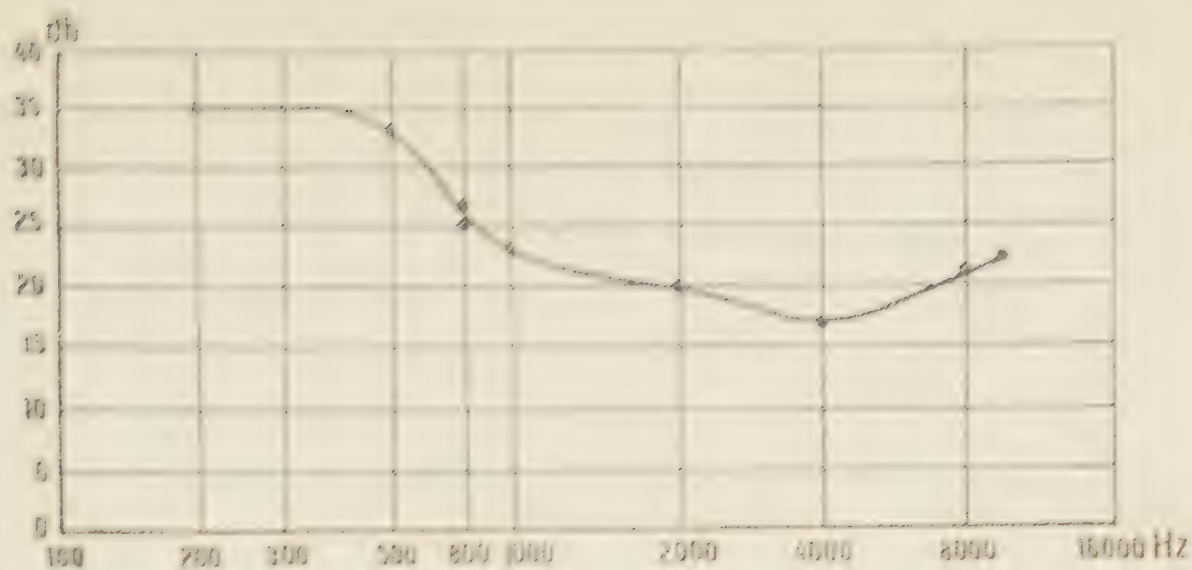


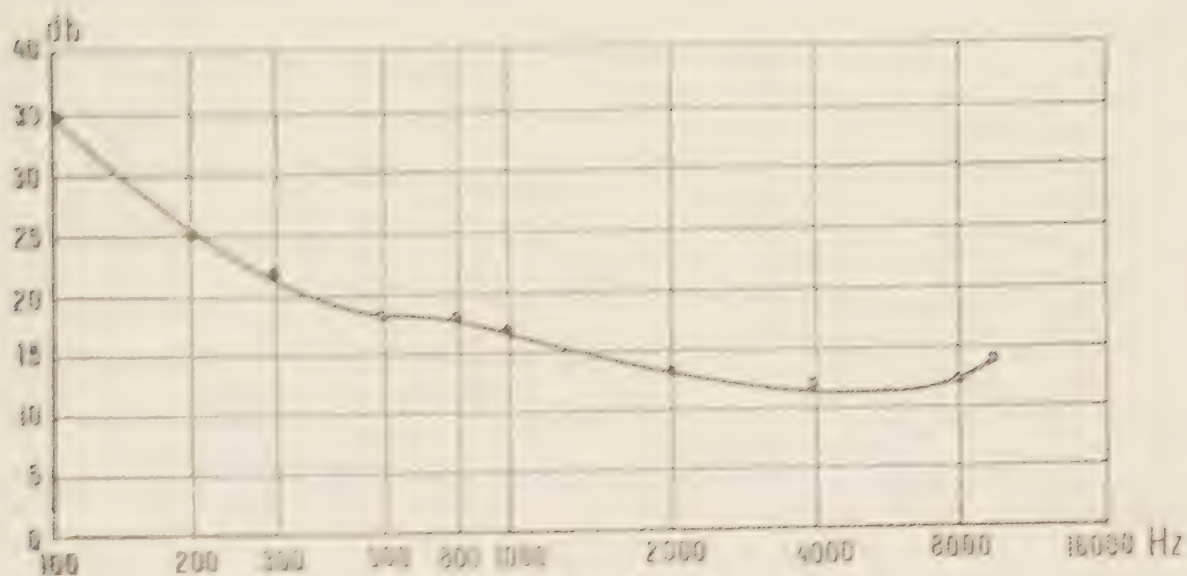
FIG.13



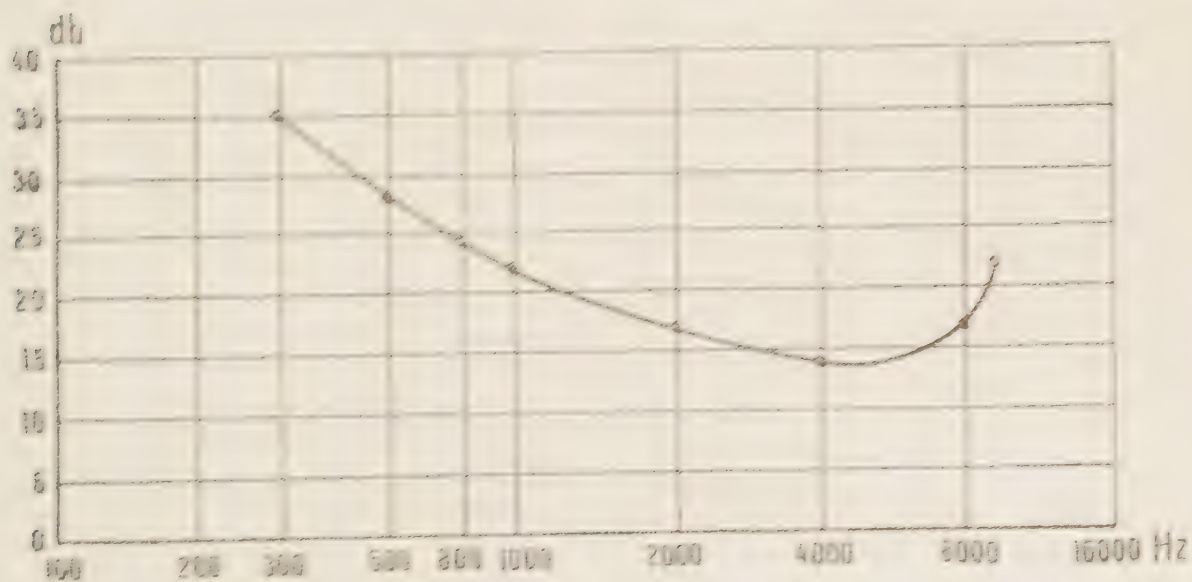
16



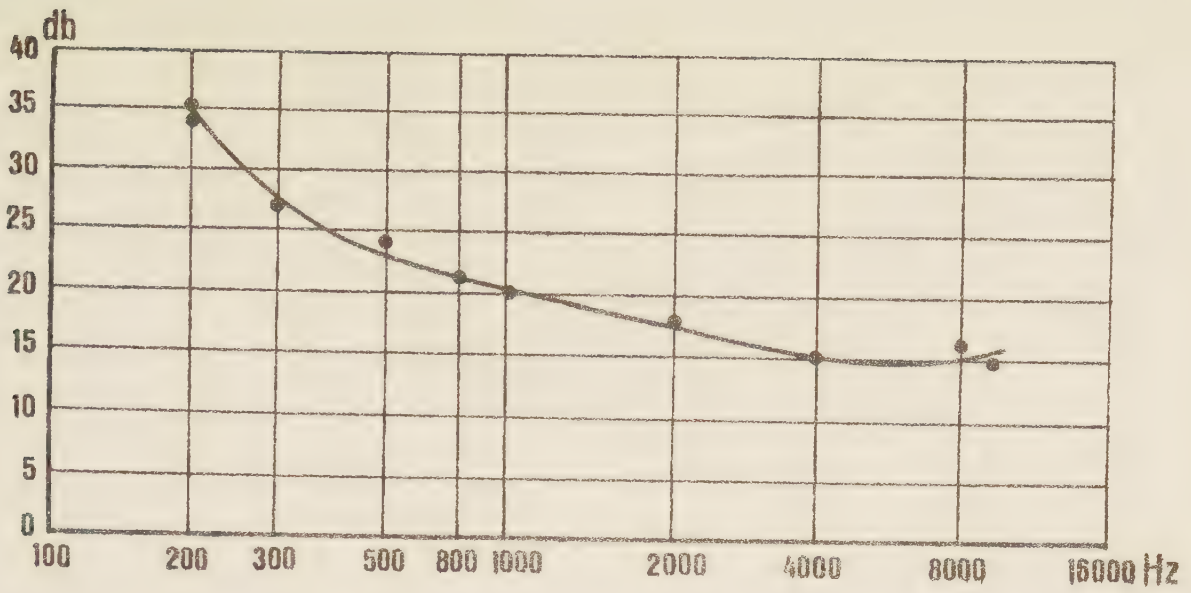
17



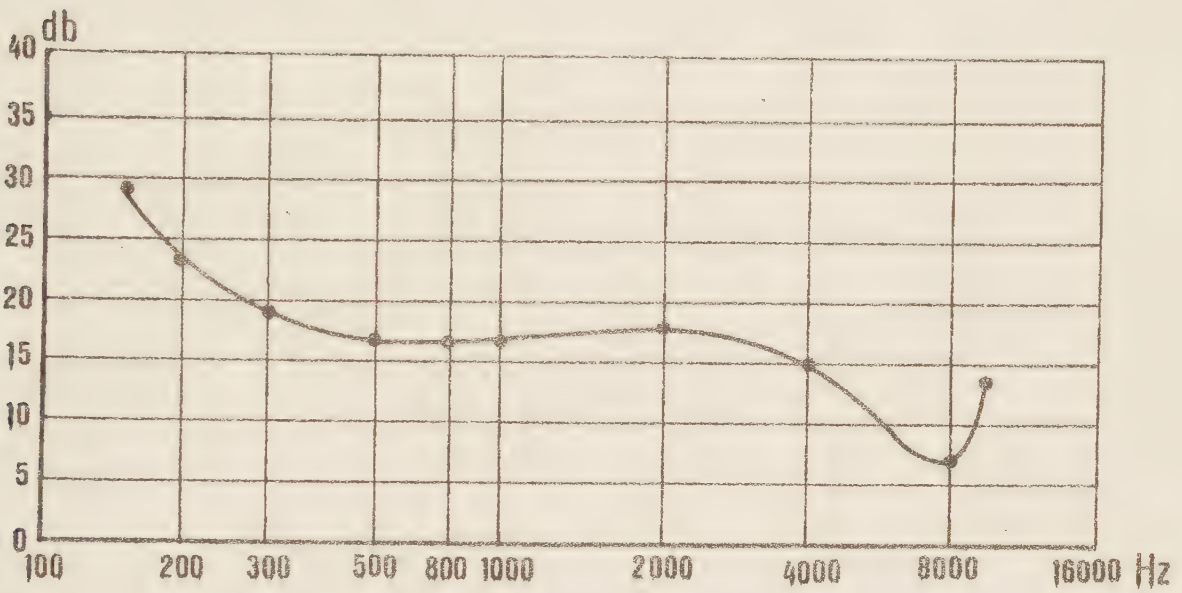
18



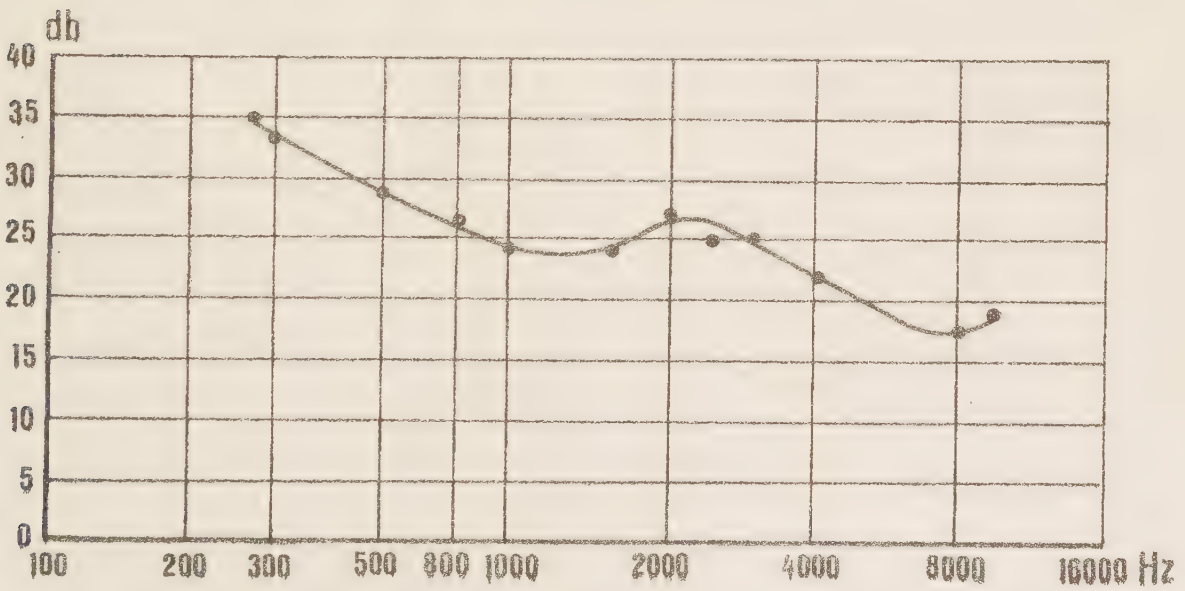
19



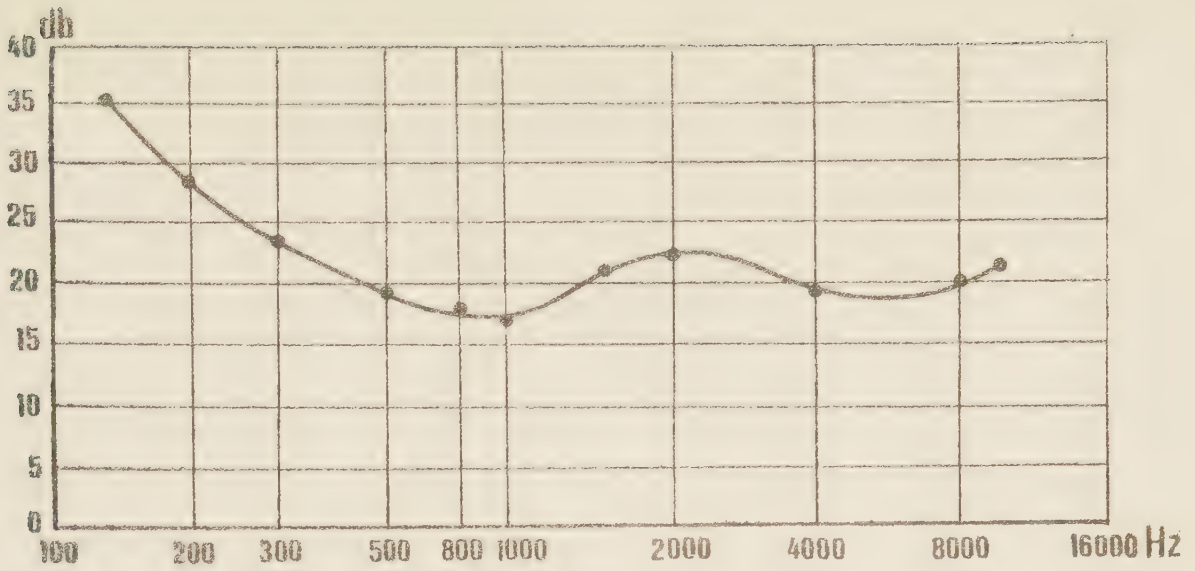
20



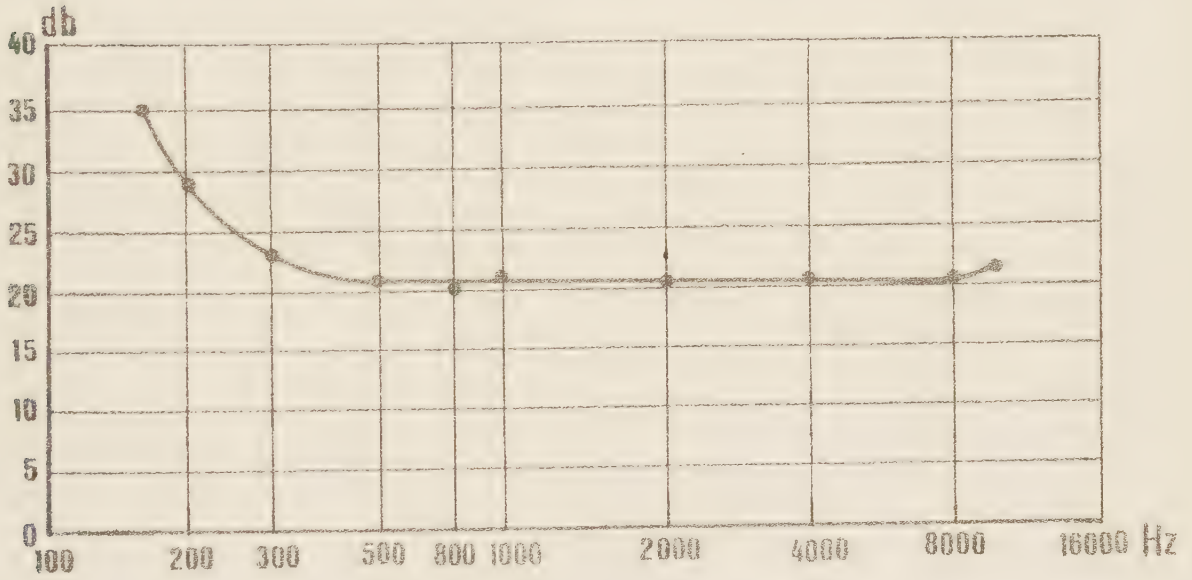
21



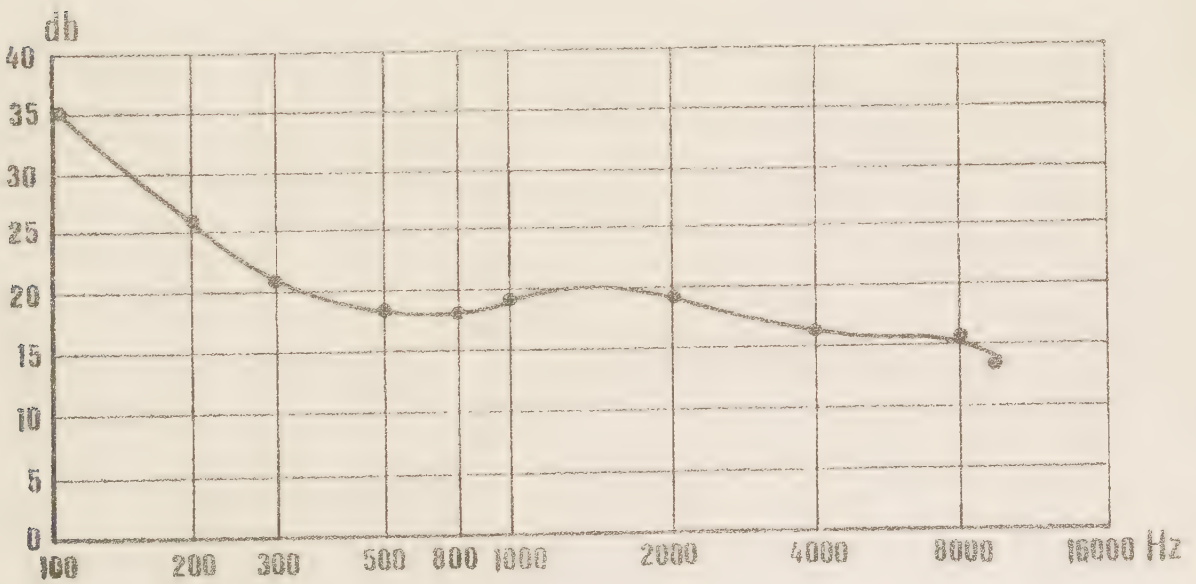
22



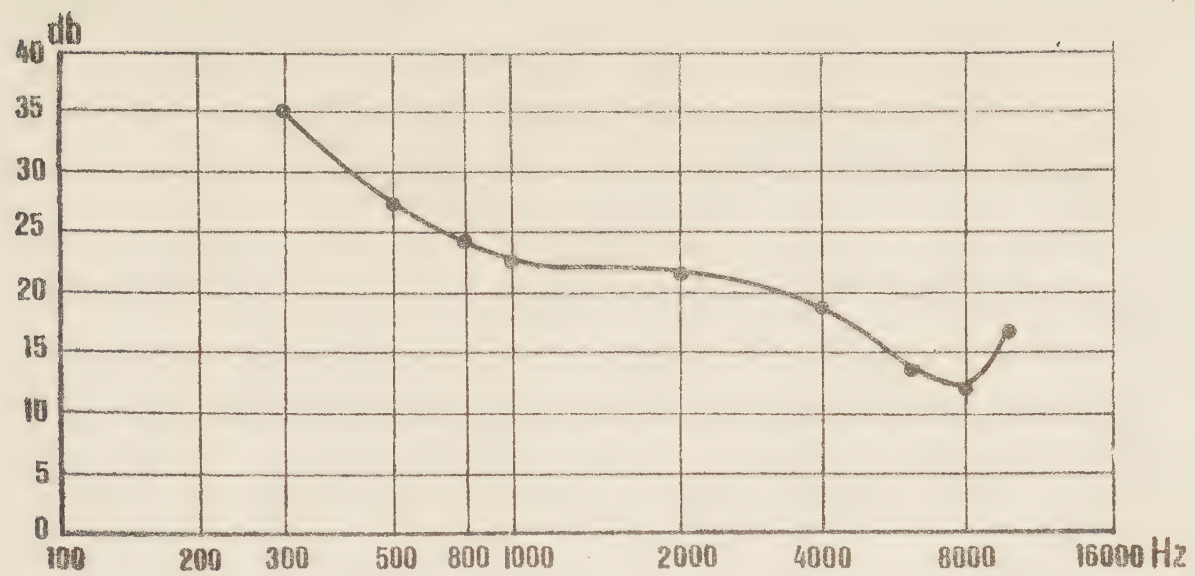
23



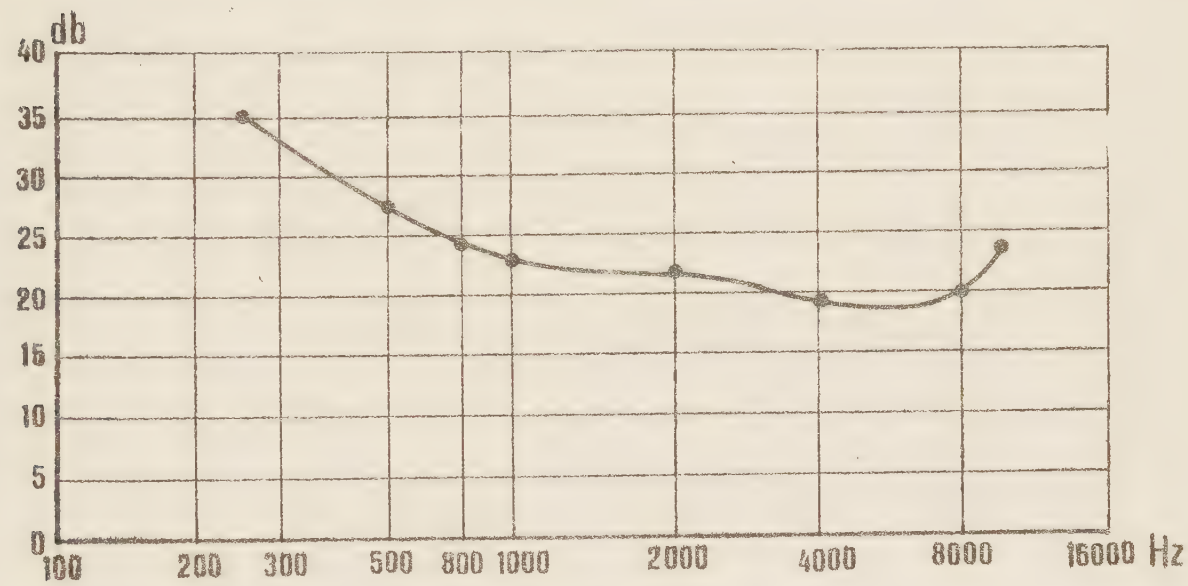
24



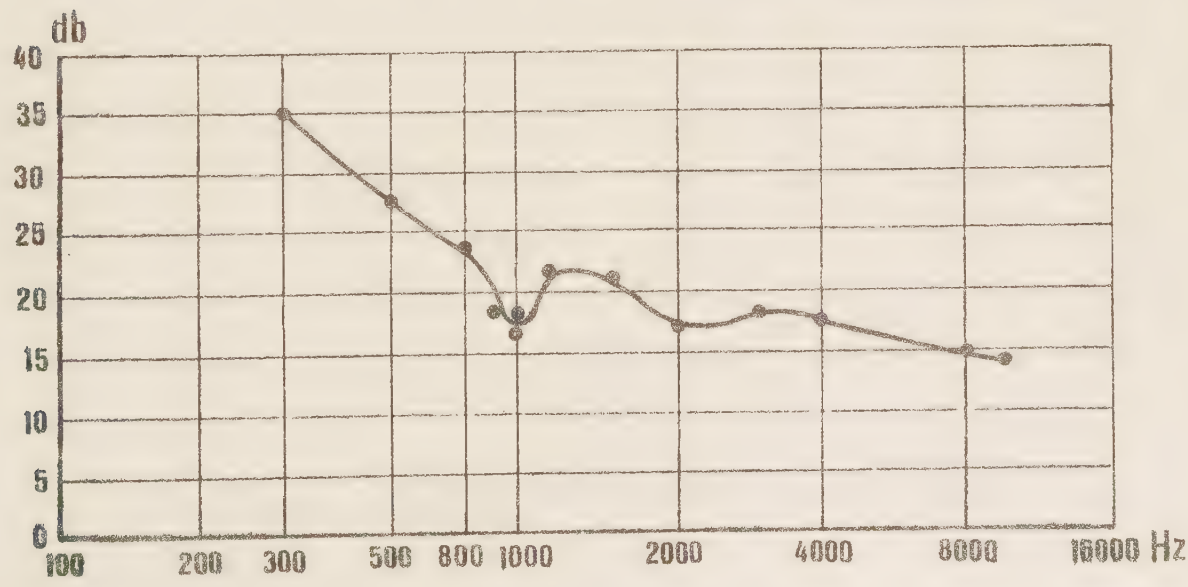
25



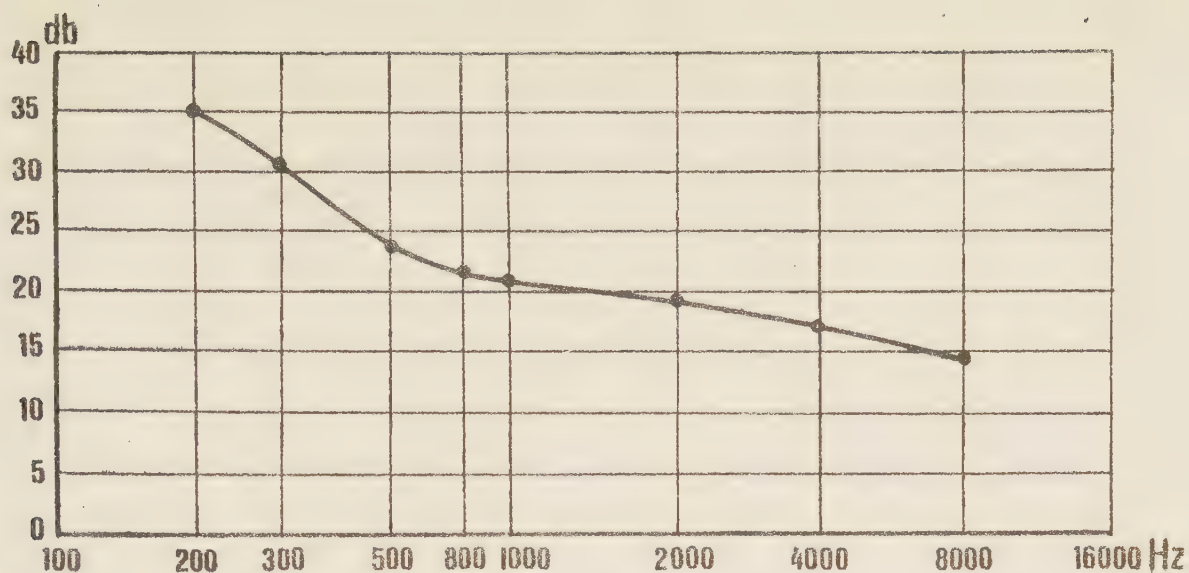
26



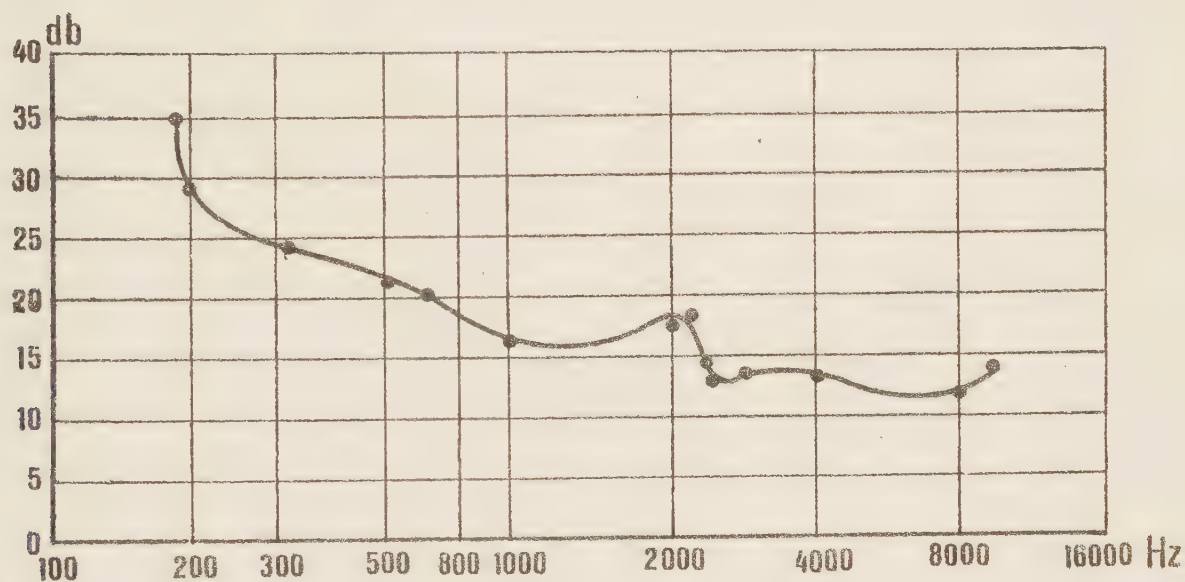
27



28



29



30

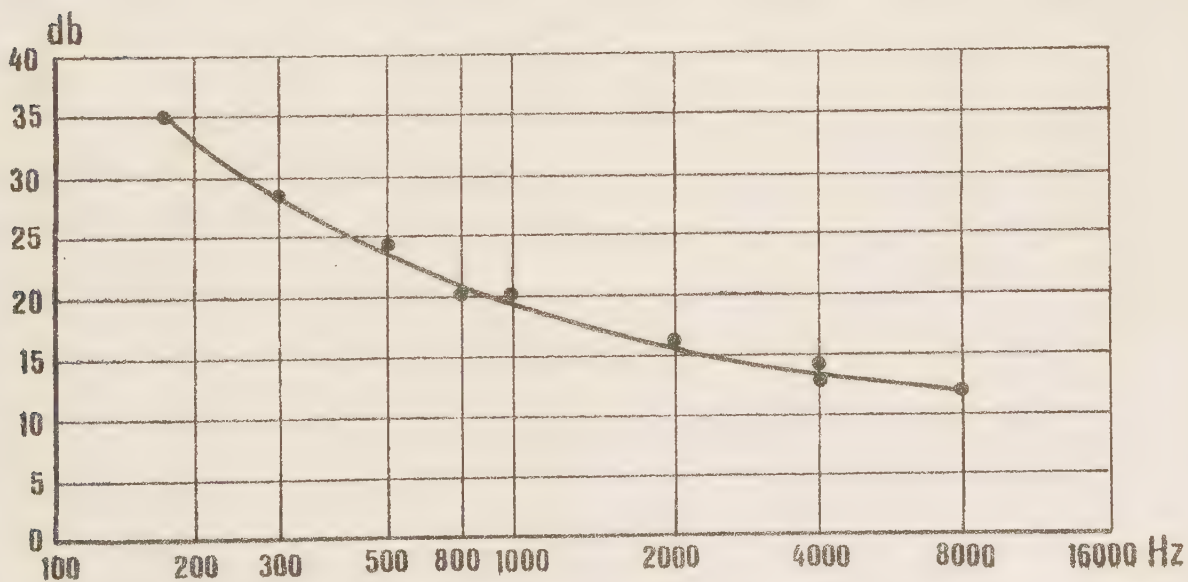
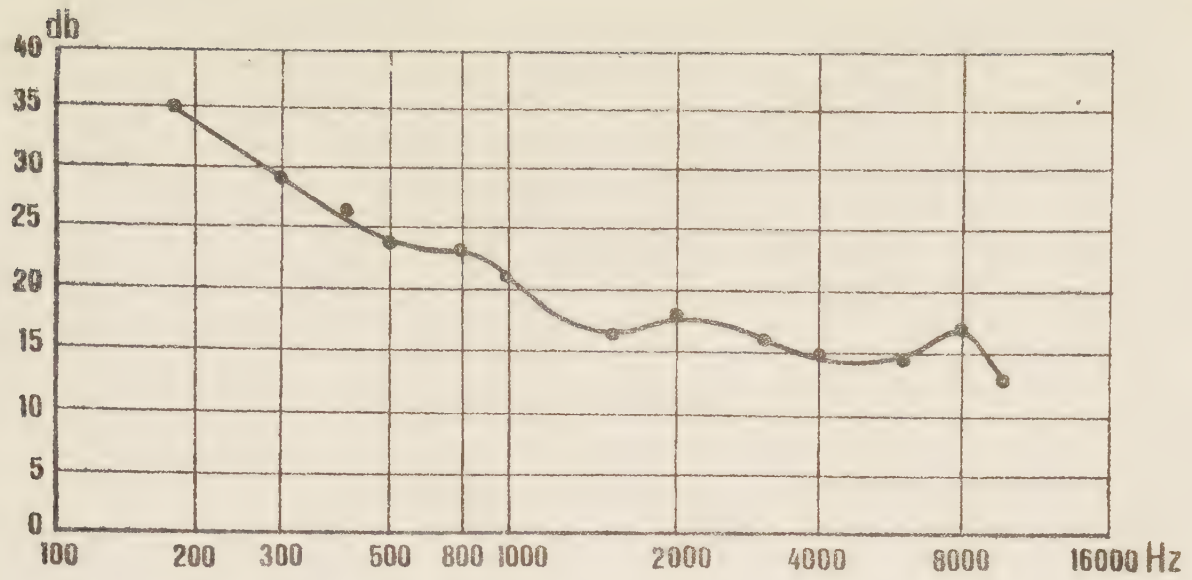
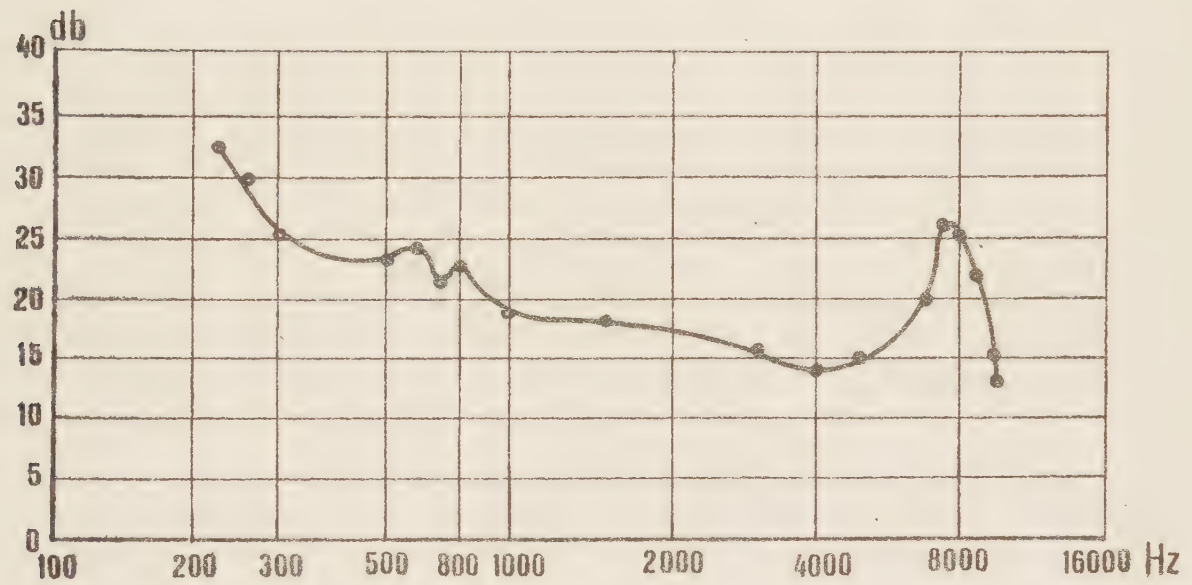


FIG: 19

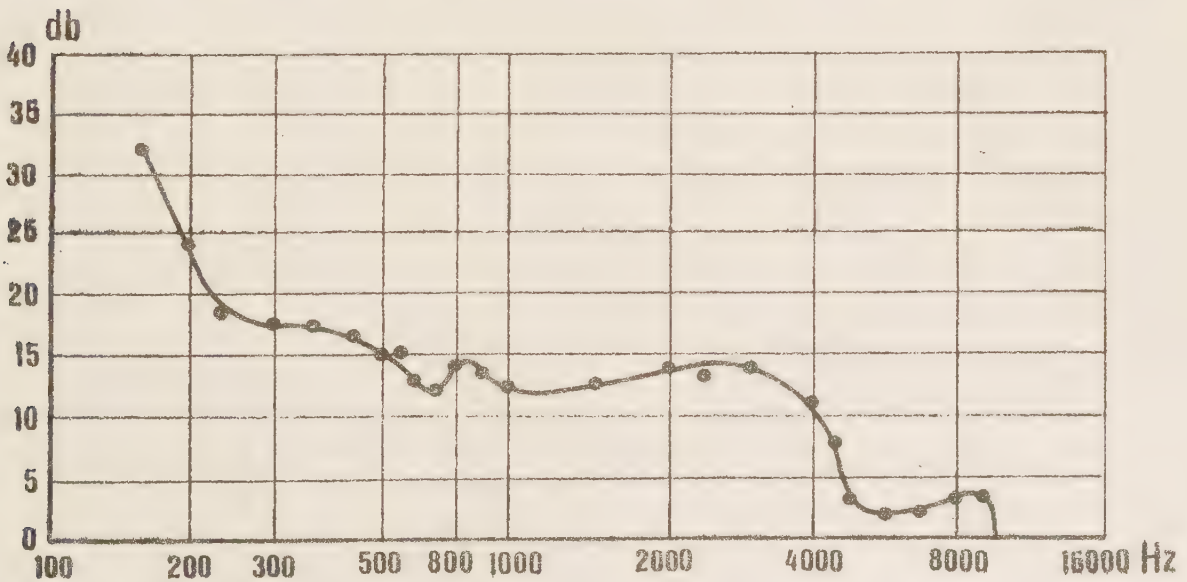
31



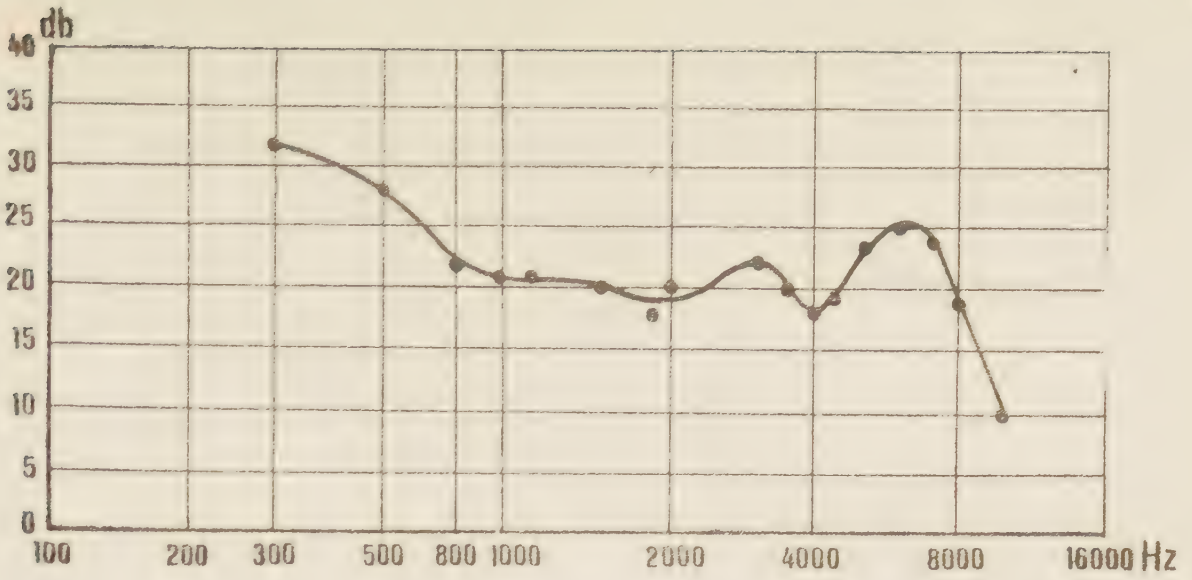
32



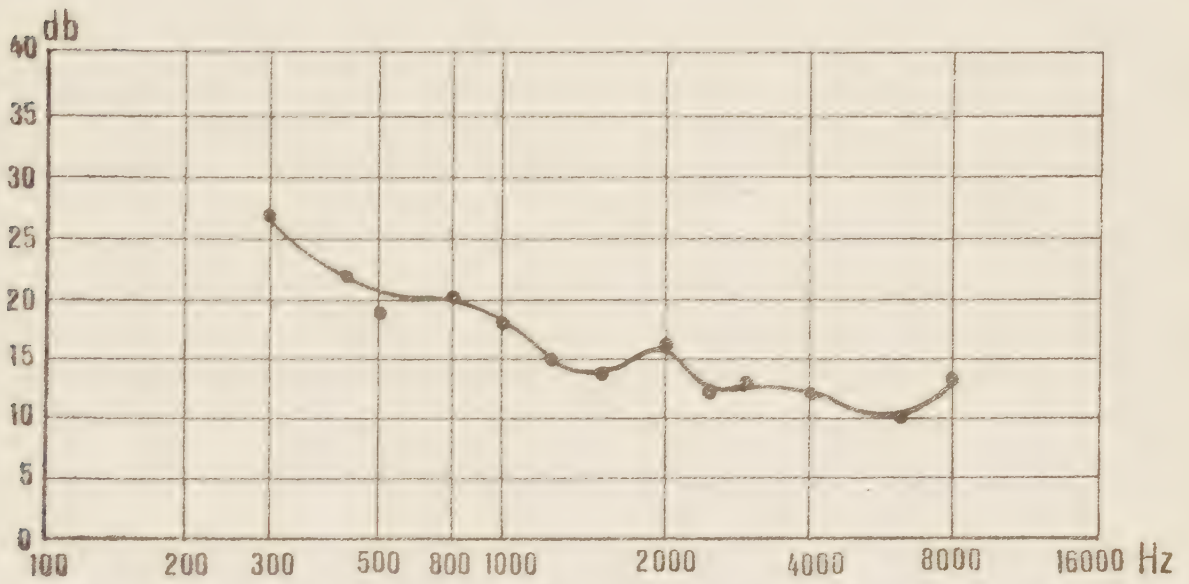
33



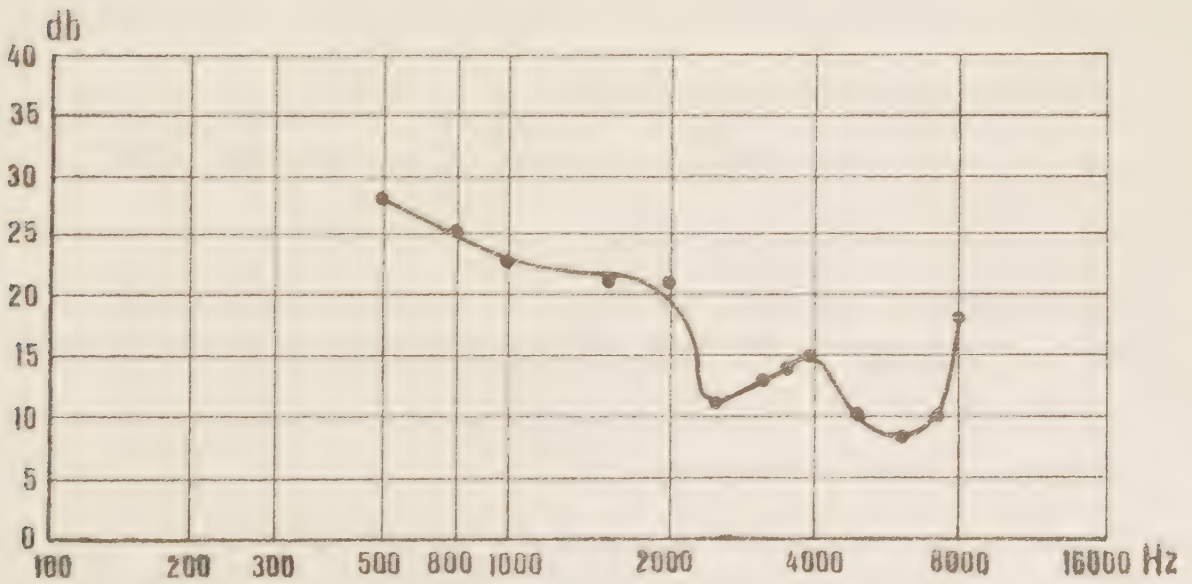
34



35



36



Par contre, tous les sujets examinés qui présentaient tous, rappelons-le, une réponse audiométrique par conduction aérienne et osseuse parfaitement normale, étaient capables de percevoir correctement les fréquences aiguës jusqu'à 10 kHz au moins. Au-delà d'une fréquence de modulation de 10 kHz, le battement inférieur de la porteuse à 25 kHz et de la fréquence de modulation devient audible et fausse évidemment les mesures.

Influence de la fréquence de la porteuse

Une augmentation de la fréquence de la porteuse ne modifie pas l'aspect intrinsèque de la nature de la réponse, mais relève de façon globale les courbes de seuil. La différence est de l'ordre de 5 dB à 50 kHz et d'une quinzaine de dB vers 100 kHz. Ceci justifie notre choix de 25 kHz comme fréquence porteuse, de manière à avoir un domaine maximum de réponse en fréquence.

Un choix d'une fréquence porteuse plus élevée (par exemple 35 kHz) aurait permis une exploration de l'extrême aigu, par contre l'analyse du médium aurait été plus délicate étant donné le niveau plus faible du son produit.

2° Influence de la position des électrodes

L'emplacement et la pression des électrodes jouent un rôle important de la perception auditive chez tous les sujets.

Nous avons expérimenté deux modes opératoires différents pour placer les électrodes sur le crâne du sujet.

a) La première méthode consiste à laisser le sujet placer lui-même les électrodes sur chaque tragus de façon à obtenir le niveau acoustique le plus élevé possible. D'autre part, le sujet règle lui-même la pression des électrodes sur sa peau de façon à obtenir un effet acoustique optimal.

b) Pour certains essais où il était indispensable que la position et la pression des électrodes ne varient pas sur la peau

...

(par exemple pour effectuer la mesure du courant d'électrode en fonction de la fréquence de modulation, de la fréquence porteuse, ou de la tension d'excitation), nous avons réalisé un casque supportant les électrodes (photo n° 1). Il est constitué par un support en matière plastique fixé sur tête du sujet. Les électrodes sont fixées sur un arceau. Un système de filetage et de ressorts permet de régler la pression des électrodes sur la peau ; d'autre part, les électrodes sont mobiles sur une glissière qui permet de les positionner sur un endroit précis du crâne. De plus, une fixation des électrodes sur rotule leur permet d'être toujours bien appliquées sur la peau.

3° Mesure du courant traversant les électrodes

Il nous a semblé très intéressant d'effectuer quelques mesures du courant traversant les électrodes. Ce courant est évidemment très faible étant donné l'isolement capacitif des électrodes. A l'oscilloscope, il apparaît en quadrature avec la tension appliquée, ce qui est normal, puisque les électrodes se comportent comme un condensateur avec l'ensemble mylar-crâne-mylar comme diélectrique.

Pour une tension constante de 35 dBm ($\simeq 45$ V) sur chaque électrode, le courant varie en fonction de la fréquence porteuse, comme le montre la figure 21. Le courant est totalement indépendant de la fréquence de modulation. Sa valeur atteint 1,5 mA à 100 kHz, par contre, aux fréquences habituelles de nos mesures (25 kHz), il est nettement inférieur au milliampère, donc totalement inoffensif (on admet qu'un courant traversant la peau de manière temporaire est sans effets pathologiques lorsqu'il est inférieur à 5 mA).

Nous n'avons pas pu effectuer de mesures pour des fréquences inférieures à 20 kHz. En effet, la tension de sortie du neurophone chute pour de telles fréquences.

Il peut sembler étonnant que la courbe $I(f)$ ne soit pas linéaire. Nous l'expliquons de la manière suivante. Le courant d'électrode est mesuré à l'aide d'un milliampèremètre alternatif dont la réponse en fréquence est de 100 kHz. Il est fort vraisemblable que cette mesure est entachée d'erreurs, et que la valeur du courant mesuré est nettement inférieure au courant réel pour les valeurs



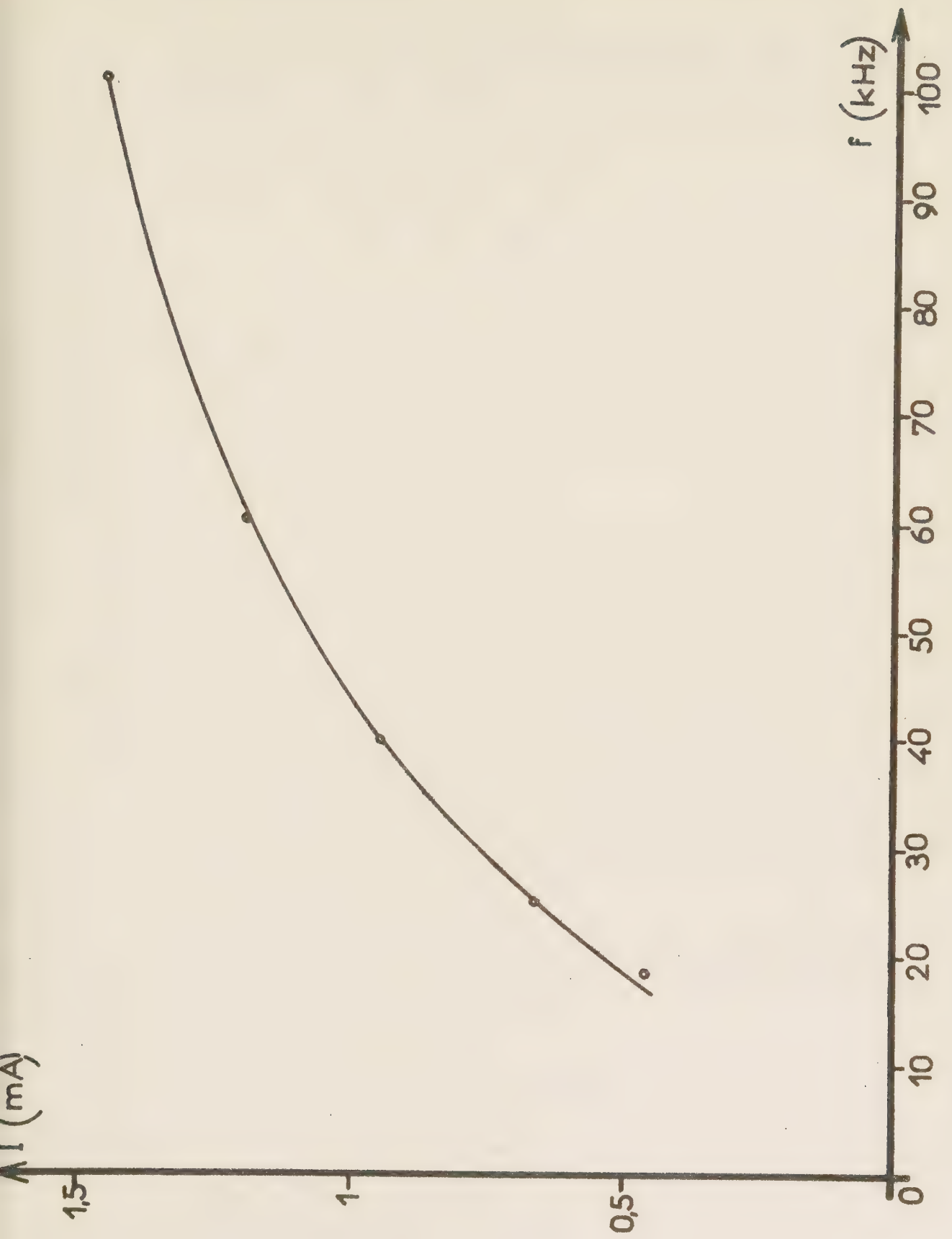
Fig. 1. Portable Sundial

Photo 2.



Sujet en expérimentation

FIG. 21



élevées de la fréquence.

Nous avons recommencé ces mesures ultérieurement (figure 28 et 29) à l'aide d'une sonde de courant et d'un voltmètre électronique alternatif, et nous avons trouvé une variation de courant beaucoup plus linéaire.

4° Essais de compréhension

Les essais de compréhension ont toujours été effectués suivant le même processus : des séries de mots types sont enregistrés sur bande magnétique, et le signal de sortie du magnétophone est envoyé à l'entrée basse fréquence du neurophone, avec un contrôle permanent à l'oscilloscope par la méthode du trapèze pour s'assurer que le taux de modulation de la porteuse reste égal à 100 %.

Avec un niveau de porteuse de 35 dBm, la compréhension est toujours de 100 %, à 30 dBm, elle tombe entre 60 et 40 %. A 25 dBm, il ne reste plus qu'une compréhension résiduelle de 10 %.

Nous avons essayé de voir si le taux de compréhension diminuait de manière notable en présence d'un bruit ambiant. Pour ceci, nous avons produit dans la cabine un bruit blanc de niveau connu. Pour un niveau de porteuse de 35 dBm, la compréhension est encore totale pour un niveau acoustique de bruit blanc de 20 dB, par contre, à partir de 40 dB, le taux de compréhension tombe pratiquement à zéro.

Ce fait explique peut-être pourquoi les essais de l'Armée Américaine concernant l'audition neurophonique pour leurs pilotes d'hélicoptères ont été abandonnés.

5° Influence du taux de modulation

Le taux de modulation influe directement sur le niveau de signal perçu, au même titre que le niveau de la porteuse. Tout semble donc se passer comme si l'intensité du son perçu dépendait de l'amplitude de l'enveloppe du signal haute fréquence modulé en amplitude.

Par contre, nous n'avons constaté aucune influence du taux de modulation sur le timbre et la qualité du son perçu, c'est pour cette raison que pratiquement tous les essais furent effectués avec un taux de modulation de 100 %.

6° Essais de stimulation autres que par modulation
d'amplitude

Nous avons cherché à savoir si d'autres modes de modulation du champ électrique ne seraient pas susceptibles de créer une perception auditive.

a) Essais en modulation de fréquence

Les essais en modulation de fréquence ont été effectués à l'aide d'un générateur basse fréquence Waveteck modulable en fréquence dans une très large bande.

Par exemple, nous avons utilisé une modulation de ± 20 kHz avec une fréquence centrale de 40 kHz ; la sortie du générateur était reliée à l'entrée de l'amplificateur haute tension du neurophone. En appliquant les électrodes sur le crâne d'un sujet, nous avons créé un phénomène de perception assez analogue à celui fourni par modulation d'amplitude, la pureté du timbre du son perçu étant assez identique. Quant aux essais de modulation vocale, ils ont aussi donné des résultats comparables, la compréhensibilité étant aussi bonne.

b) Essais en modulation d'impulsions

Par simple curiosité, nous avons effectué un essai d'excitation de l'amplificateur haute tension alimentant les électrodes par des impulsions modulées en largeur par une tension basse fréquence de 10 % à 50 % de la largeur de l'impulsion.

Les effets acoustiques ont été tout aussi comparables que ceux fournis par une modulation de fréquence à large bande tant au point de vue compréhensibilité que pureté du son perçu.

D - Etude des cas pathologiques

Nous avons effectué une vingtaine d'essais sur des malentendants présentant des troubles divers. Chez tous les sujets présentant par conduction osseuse un audiogramme normal, les courbes de réponse neurophoniques furent tout à fait semblables à celles obtenues chez des sujets normaux.

La figure 22 donne la réponse obtenue chez un sujet atteint de catarrhe tubaire bilatéral. On distingue très nettement les audiogrammes pratiquement normaux en conduction osseuse, et une perte d'une vingtaine de décibels en conduction aérienne, et une courbe de réponse neurophonique d'aspect normal de la famille III.

Les réponses audiométriques classiques figurent dans les deux rectangles sur la partie inférieure de la figure.

Le sujet de la figure 23 entre dans la même catégorie. La courbe de réponse neurophonique présente des pics encore plus marqués.

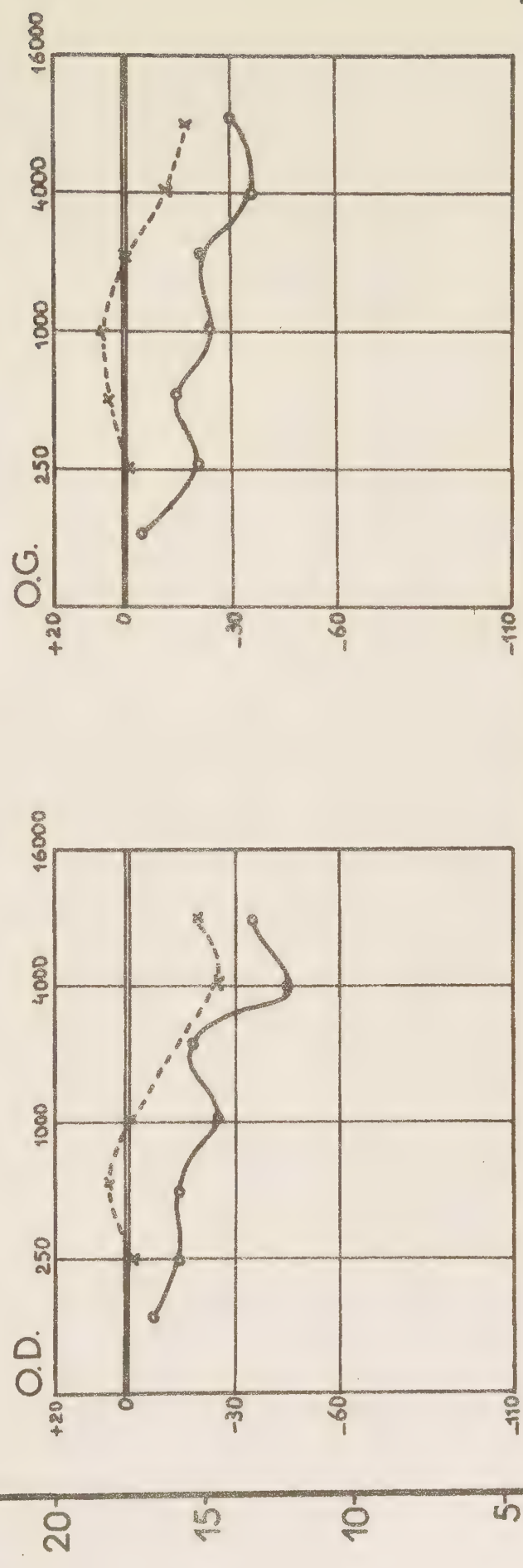
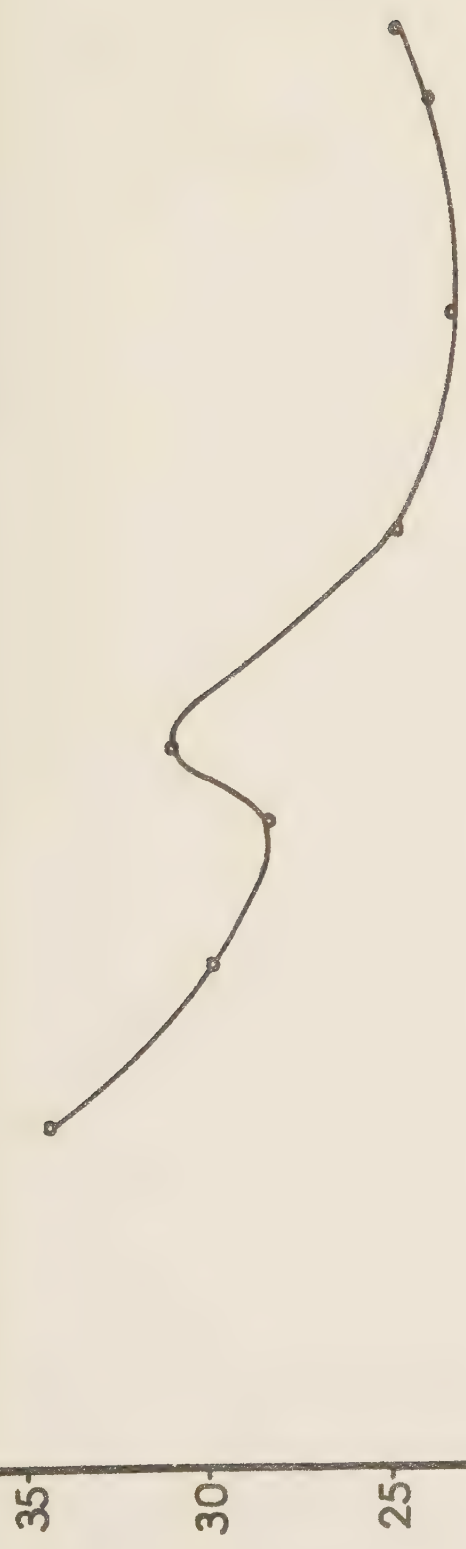
Par contre, sur des sujets présentant une surdité de perception avec des pertes d'au moins 30 %, nous n'avons obtenu aucune réponse auditive à l'excitation neurophonique. Quant aux sourds profonds, tous nos essais multiples et répétés ont été vains, nous n'avons jamais pu obtenir la moindre réponse auditive.

Ce relatif échec de la méthode neurophonique pour stimuler l'audition de sourds profonds était parfaitement prévisible et est en accord avec les constatations effectuées sur des sujets entendant normalement. En effet, tout semble se passer comme si l'audition neurophonique s'effectue par conduction osseuse, et pour obtenir une audition neurophonique normale, il est indispensable que le sujet possède une oreille interne intacte.

Essai de sommation

Nous avons cherché à savoir si l'audition neurophonique ne pouvait pas être sommée avec l'audition aérienne normale. Nous avons

Amplitude (dBm)

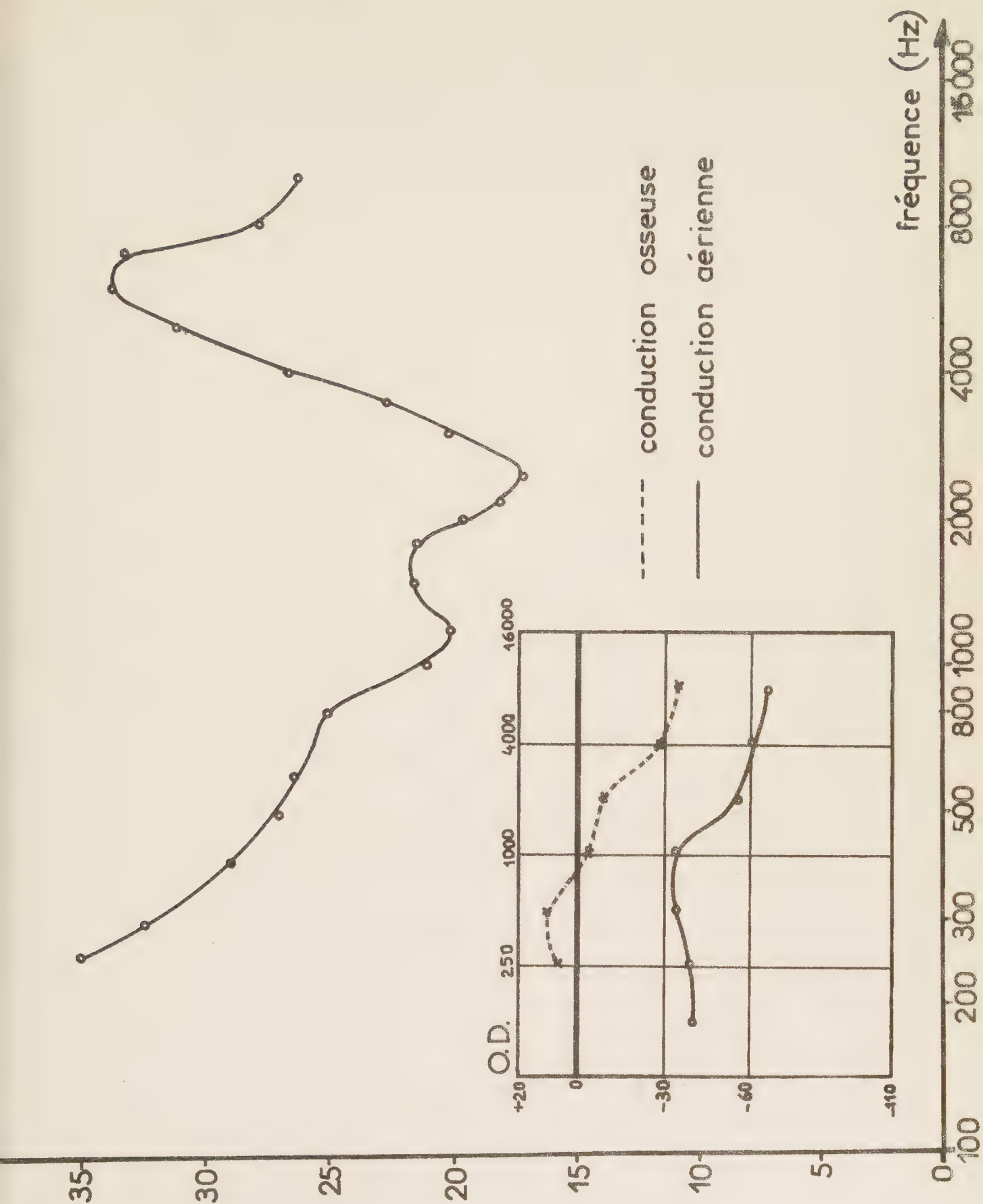


----- conduction osseuse
—— conduction aérienne

fréquence (Hz)

FIG:22

FIG: 23



effectué une manipulation sur un sujet présentant une perte de 50 dB, et nous n'avons pas pu relever de manière appréciable le niveau du seuil. Même sur un sujet bien entendant, il semble que l'audition neurophonique se somme assez mal avec l'audition par voie aérienne. Nous pensons que cela est dû à d'inévitables déphasages se produisant entre les deux voies d'excitation.



CHAPITRE IV - ESSAIS DE PERCEPTION DIRECTE D'UN CHAMP ELECTRIQUE BASSE FREQUENCE

Après avoir effectué pendant environ trois mois des essais de perception d'un champ électrique haute fréquence modulé en amplitude et après avoir constaté que d'autres types de modulation pouvaient créer un phénomène de perception analogue, nous nous sommes demandé si tout simplement un champ électrique basse fréquence ne pourrait pas donner lieu à un phénomène de perception auditive de qualité comparable, voire meilleure.

L'amplificateur haute tension du neurophone n'ayant pas été conçu à l'origine pour amplifier des tensions à des fréquences inférieures à quelques kilohertz, nous avons dû réaliser un autre amplificateur haute tension de caractéristiques plus poussées, tant au point de vue réponse en fréquence qu'excursion de tension de sortie (réf. 42).

En effet, nous avons repensé totalement le problème de l'amplification haute tension. De plus, depuis le début de la construction du neurophone, d'autres transistors haute tension étaient apparus sur le Marché, et nous laissaient à penser que l'on pouvait améliorer très nettement les caractéristiques de l'amplificateur haute tension du neurophone.

A - Différentes méthodes de réalisation d'amplificateurs haute tension

Pour la réalisation d'un amplificateur à tension de sortie élevée (plusieurs centaines de volts), et à large bande de fréquence (quelques hertz à une centaine de kilohertz), nous avons le choix entre les diverses solutions suivantes :

1° Utiliser un transformateur

C'est évidemment la solution la plus simple, elle met en oeuvre le minimum d'électronique. Actuellement, les constructeurs spécialisés réalisent des transformateurs spéciaux à large bande (par exemple de 1 kHz à 50 kHz) qui, pour 10 V efficaces de tension

primaire, délivrent une tension secondaire de 1000 V efficaces constante à 2 ou 3 dB près. Ces résultats fort remarquables sont obtenus grâce à l'utilisation de noyaux ferromagnétiques de très bonne qualité et une réalisation des bobinages très soignée.

2° Utiliser un amplificateur à tubes électroniques

Cette solution fait appel à un amplificateur dont l'étage de sortie est muni d'un tube électronique. Ceci est une solution assez classique sur laquelle nous ne nous étendrons pas, mais que nous jugeons à l'heure actuelle comme un peu dépassée, car elle présente beaucoup d'inconvénients (encombrement, échauffement, puissance consommée...) par rapport aux nouveaux composants à semiconducteurs.

3° Utiliser un amplificateur entièrement transistorisé

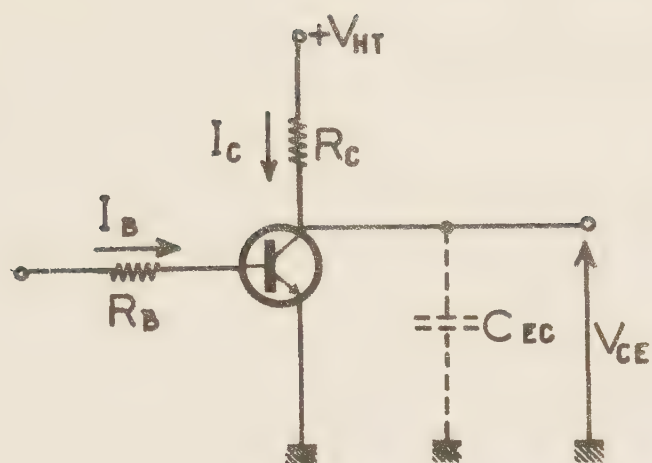
C'est la solution que nous avons retenue, étant donné l'arrivée sur le Marché de transistors supportant une tension émetteur-collecteur très élevée. A l'époque où nous avons projeté la réalisation de cet amplificateur, le meilleur transistor au point de vue tension de claquage était le DTS 425 de Delco ($V_{CEX} = 700 \text{ V}$). Depuis, d'autres transistors sont apparus, en particulier le DTS 702 (toujours de Delco) et qui peut supporter 1200 V comme V_{CEX} (d'après les caractéristiques données par le constructeur). Le principe que nous avons adopté pour la réalisation de notre amplificateur est général, et l'utilisation d'autres transistors aux caractéristiques plus poussées est tout à fait possible.

B - Etude du montage amplificateur haute tension

L'idée directrice de notre étude a été la suivante : si l'on considère un transistor haute tension monté en émetteur commun (fig. 24) la tension V_{CE} n'est que très approximativement une fonction linéaire du courant d'excitation I_B , la raison principale en est la grande variation du gain en courant du transistor en fonction de sa tension émetteur-collecteur et de son courant collecteur.

D'autre part, la capacité parasite C_{EC} émetteur-collecteur

FIG: 24



du transistor a pour effet de limiter la vitesse de variation de la tension du collecteur, ce qui impose une limite supérieure à la valeur de la résistance de charge R_C .

Afin de linéariser la réponse de ce montage, nous avons fait appel à une contre-réaction. Nous avons alors incorporé le transistor haute tension dans un réseau de contre-réaction comprenant un amplificateur opérationnel en circuit intégré.

C - Schéma de principe et réalisation

Le schéma de principe de cet ensemble est donné par la figure 25.

Il comprend un amplificateur opérationnel de type 741 dont la tension de sortie est injectée sur la base d'un transistor de type DTS 425.

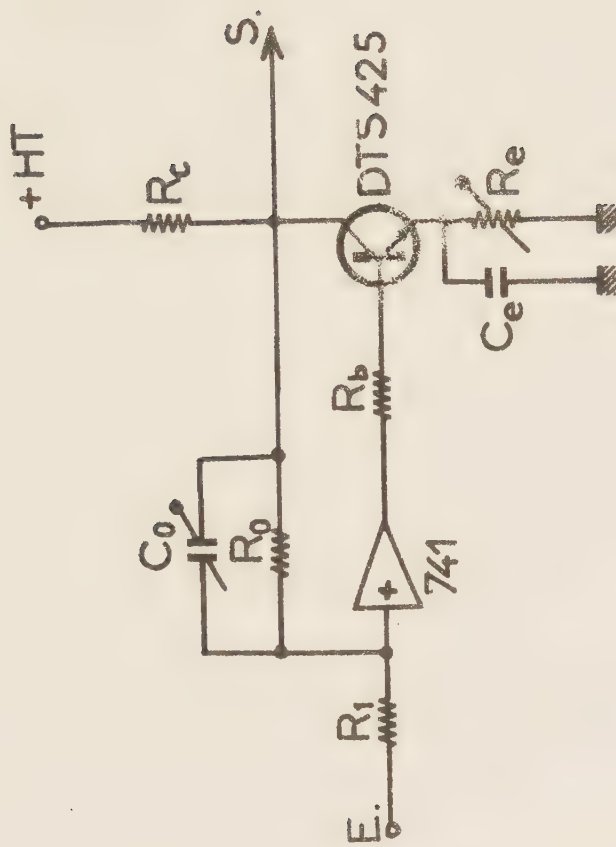
Un double réseau de contre-réaction R_o , C_o et R_1 , d'une part, et R_E et C_E , d'autre part, permet d'obtenir un gain constant jusqu'à 100 kHz.

Le réseau R_E , C_E s'est avéré indispensable lors des essais pour obtenir une meilleure réponse en fréquence. Son rôle, bien qu'assez complexe, si l'on veut l'analyser en détail, revient à faire en sorte que la base du transistor soit plutôt attaquée en tension qu'en courant.

La résistance de charge du transistor doit être choisie suffisamment faible pour que l'effet de limitation en vitesse propre au transistor soit insensible en-dessous de 100 kHz. Nous avons trouvé expérimentalement qu'un courant collecteur d'au moins 30 mA était nécessaire, ce qui nous fixe la valeur de la résistance de charge.

Dans la gamme des fréquences utilisées, la limitation en vitesse de l'amplificateur opérationnel n'est pas du tout gênante, étant donné la faible amplitude de sa tension de sortie.

FIG: 25



D - Réalisation

Un transistor de type 2 N 2219, monté en déphaseur émetto-dyne donne de la tension d'entrée deux tensions en opposition de phase, qui attaquent chacune une voie d'amplification haute tension. Entre les deux sorties, on dispose donc d'une tension différentielle égale au double de la tension de sortie de chaque amplificateur.

Afin d'éviter la destruction des transistors lors des phénomènes transitoires de mise sous tension, des diodes montées en inverse entre base et masse assurent la protection des jonctions base-émetteur des transistors DTS 425.

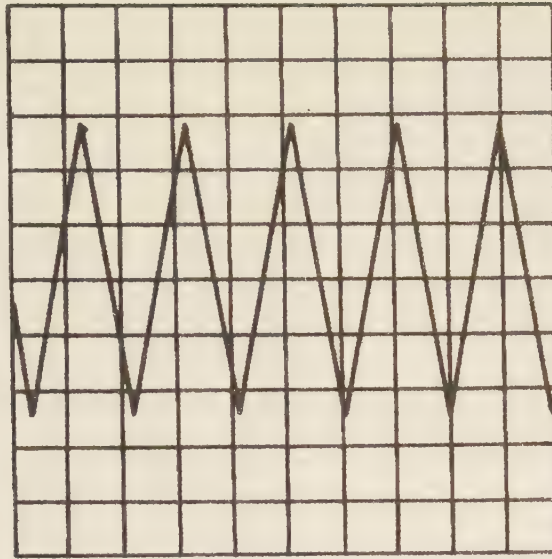
L'ajustement des réseaux de contre-réaction se fait expérimentalement (condensateur ajustable de 30 pF et résistance ajustable de 100 Ω), de façon à avoir la meilleure bande passante possible.

D'autre part, le potentiel de repos de chaque collecteur est ajusté à 350 V à l'aide d'un montage potentiométrique constitué d'une résistance fixe de 4,7 k Ω et d'un potentiomètre de 10 k Ω qui amène une petite fraction de tension négative par l'intermédiaire d'une résistance de 1 k Ω sur l'entrée non inverseuse de l'amplificateur opérationnel.

La figure 26 montre l'allure des tensions obtenues en sortie lorsque l'on injecte à l'entrée des signaux triangulaires et carrés. On peut constater sur les courbes l'excellente linéarité de l'amplificateur.

Le montage complet est assez compact. Il est réalisé sur un circuit imprimé de dimensions 100 x 140 mm sur lequel sont fixés les deux radiateurs des transistors haute tension (figure 27).

Afin de conserver une bande passante large, le point délicat lors de la réalisation consiste à réduire le plus possible les capacités parasites entre les éléments du circuit imprimé.

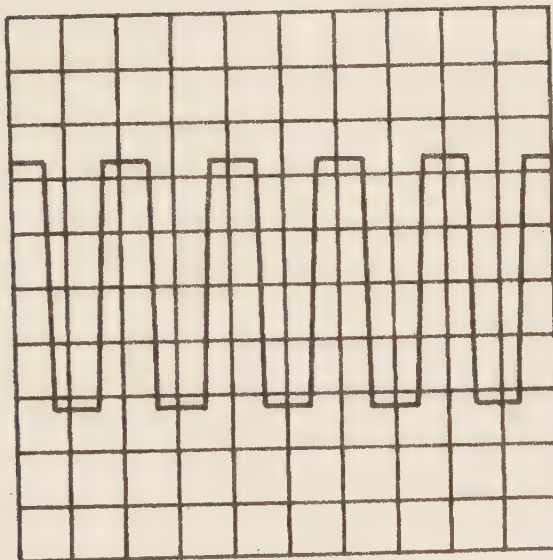


200V/division

 $50\mu\text{s}/\text{division}$

10kHz

SIGNAL DE SORTIE: TRIANGULAIRES à 10kHz



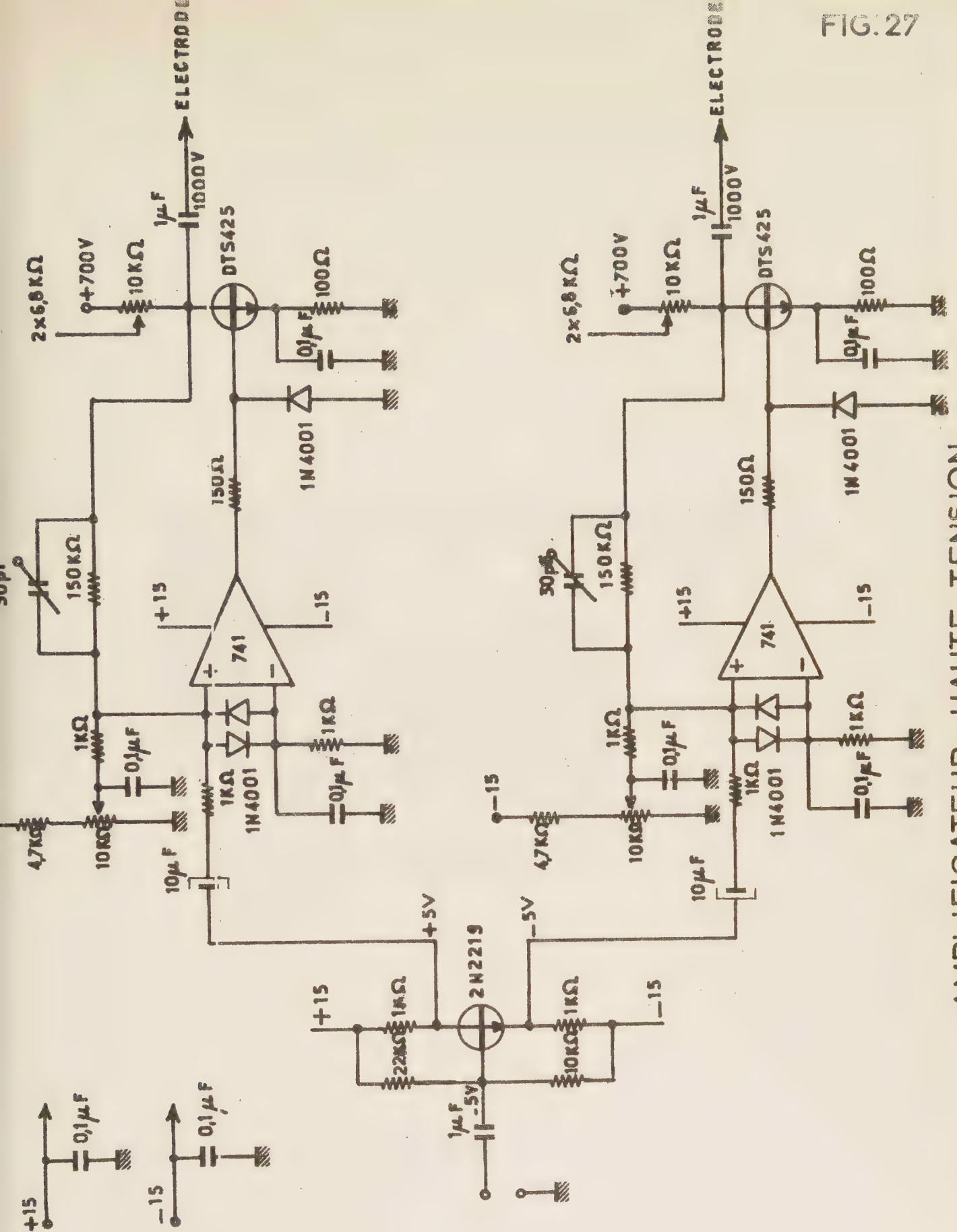
200V/division

 $50\mu\text{s}/\text{division}$

10kHz

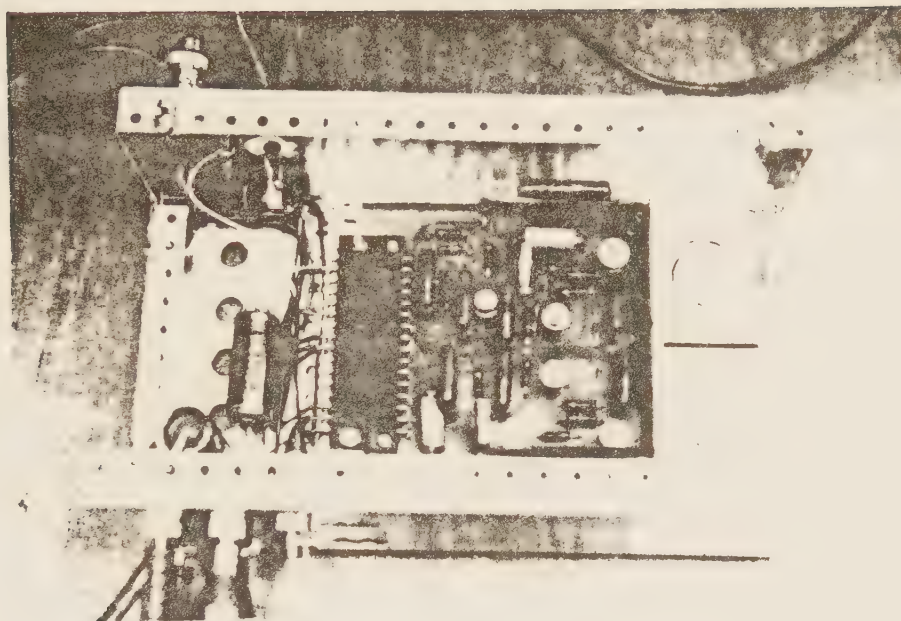
SIGNAL DE SORTIE: CARRES à 10kHz

FIG. 27



AMPLIFICATEUR HAUTE TENSION

Photo 3



Amplificateur Haute tension

Les caractéristiques générales de cet amplificateur sont les suivantes :

- tension de sortie différentielle : 600 V crête pour 2,5 V de tension d'entrée.
- bande passante 100 Hz à 100 kHz à ± 3 dB.

E - Essais de perception d'un champ basse fréquence

1° Essais préliminaires sur l'animal

De façon à déterminer s'il n'était pas sans danger d'appliquer entre les tragus d'un sujet un champ électrique produit par une différence de potentiel de près de 300 V eff. ($\simeq$ 550 V crête) nous avons effectué un essai de sécurité sur un lapin (bien que les électrodes fussent isolées au mylar).

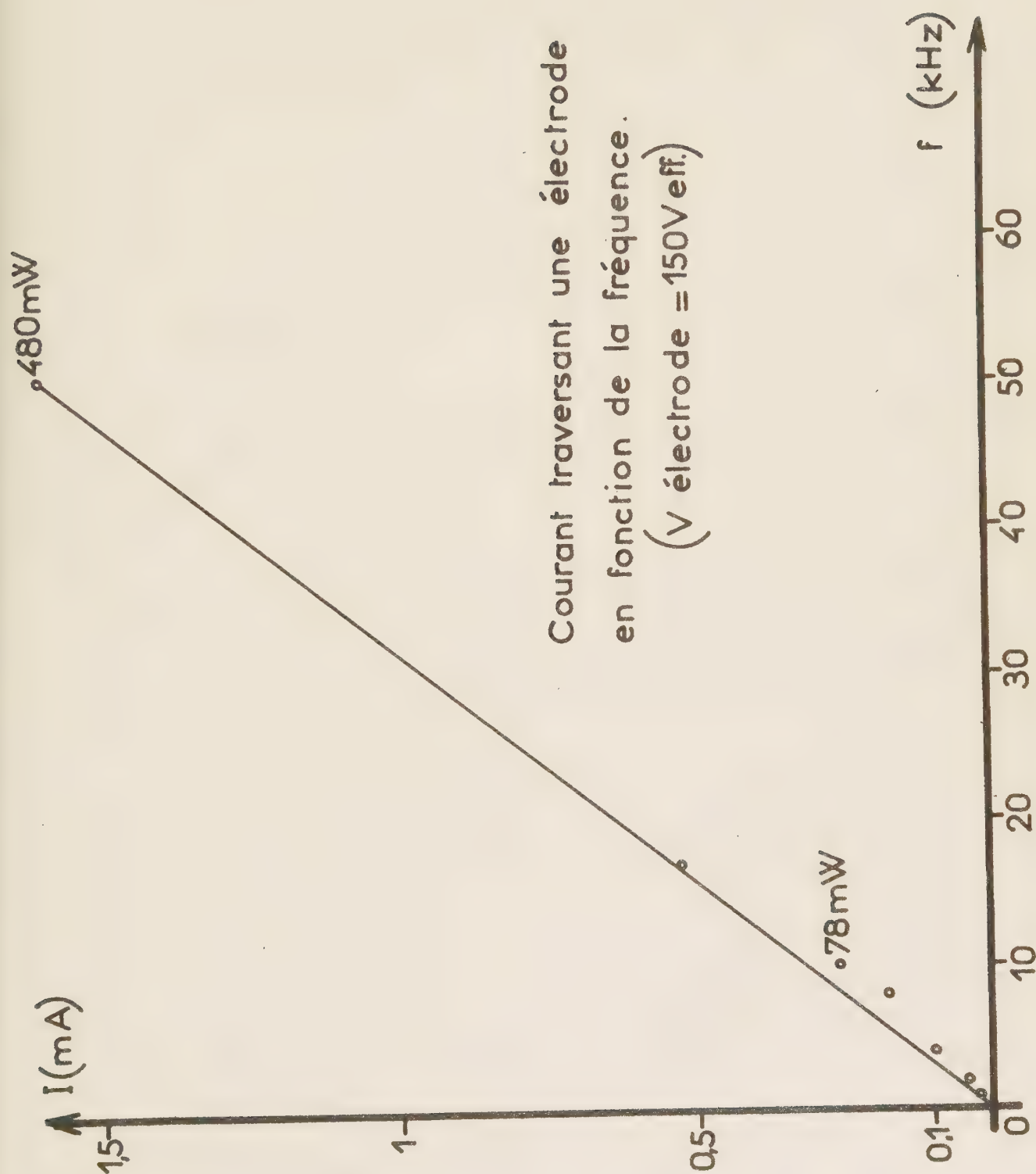
Nous lui avons appliqué sur la peau, préalablement rasée, les deux électrodes de 20 mm de diamètre de part et d'autre de la tête, et nous avons mesuré le courant traversant une électrode en fonction de la fréquence. Pour une tension de 150 V eff. par électrode, nous avons obtenu une variation du courant en fonction de la fréquence rapportée sur la figure 28. Dans le domaine des fréquences audibles, le courant est inférieur à 0,6 mA, donc totalement inoffensif, le seuil de sécurité étant de l'ordre de quelques milliam-pères. D'ailleurs, l'animal a très bien supporté l'expérience, montrant une très grande passivité et indifférence vis-à-vis de nos manipulations.

Nous avons aussi effectué sur ce même lapin un deuxième essai qui consistait à appliquer entre les électrodes une tension continue de 3 kV fournie par une alimentation très haute tension annexe. Même à l'établissement et à la rupture de la tension, l'animal n'a montré aucune réaction et a très bien supporté une tension aussi élevée.

...



Essai de sécurité sur un lapin



2° Essai sur un sujet

Nous avons repris la même expérience sur un sujet. Tout d'abord, nous avons mesuré le courant traversant une électrode en fonction de la fréquence et les résultats de cette expérience sont rapportés sur la figure 29. Pour plus de sécurité, nous avons travaillé avec les petites électrodes (≈ 15 mm de $\varnothing$), avec une tension d'alimentation d'électrode de 100 V eff. Dans le domaine des fréquences audibles (≈ 20 kHz) le courant est inférieur à $300 \mu\text{A}$, et s'élève à 1,2 mA à 80 kHz.

L'effet acoustique produit sur le sujet est le suivant :

Il perçoit un son assez complexe, dans lequel il peut reconnaître la fréquence fondamentale envoyée sur les électrodes et son harmonique 2.

Rappelons que les deux électrodes sont excitées par des tensions en opposition de phase, purement alternatives (sans composante continue).

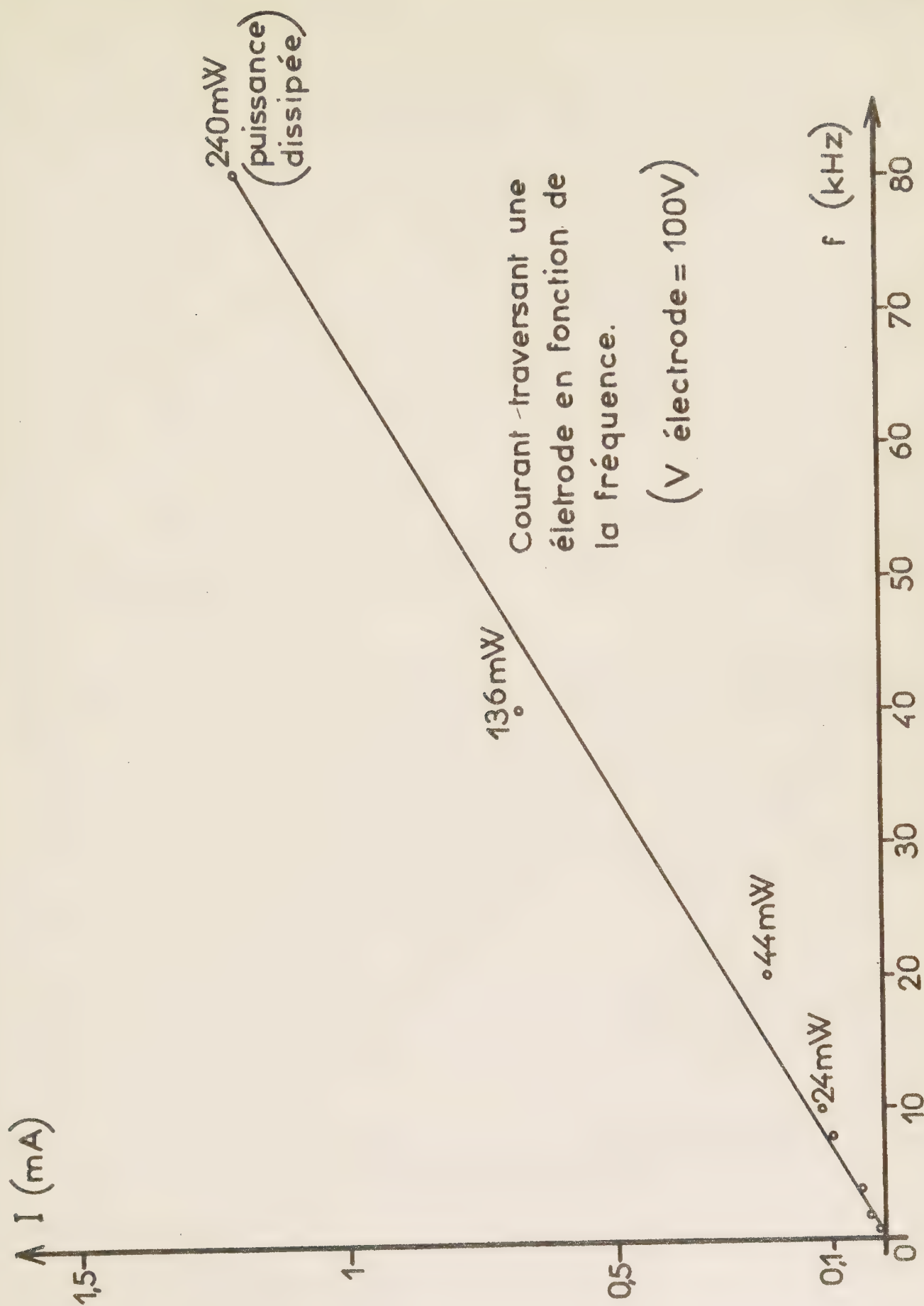
Tout à fait par hasard, nous nous sommes rendus compte que si le sujet était placé au potentiel de la masse, par exemple à l'aide d'un bracelet fixé au bras, le son perçu devenait beaucoup plus clair, et ne comprenait plus qu'une légère fondamentale et une certaine quantité d'harmonique 2.

Cette expérience a attiré notre attention sur un phénomène que nous avions jusqu'alors insoupçonné : l'influence très importante du potentiel électrique du sujet sur la nature du son perçu.

Nous avons entrepris une seconde série d'expériences qui consistait non plus à placer le sujet au potentiel zéro, mais une certaine tension de polarisation positive ou négative. (Le potentiel zéro est la valeur moyenne de la tension appliquée aux électrodes).

Dès que le potentiel du sujet est supérieur à la tension crête appliquée aux électrodes, la proportion d'harmonique 2 diminue

FIG. 29



de manière fort notable, et le sujet perçoit un son à peu près pur.

Nous n'avons pas obtenu de différence appréciable sur la qualité du son perçu lors d'une "polarisation" positive ou négative du sujet. La tension de polarisation du sujet a été élevée jusqu'à 2 kV, sans que l'on constate de différences appréciables sur la nature du son perçu.

Nous avons effectué des essais de compréhensibilité en reliant l'entrée de l'amplificateur alimentant les électrodes à un magnétophone sur lequel nous avons enregistré des séries de mots types. La compréhensibilité était voisine de 100 %, quoique le son perçu ait une résonance légèrement métallique.

Quand on soumet un sujet à une excitation par champ électrique haute fréquence modulé en amplitude par une tension basse fréquence, nous n'avons constaté aucun effet si l'on polarise le sujet positivement ou négativement.

F - Essai d'amélioration par extraction de la racine carrée du signal basse fréquence pour exciter les électrodes

Il semble que le phénomène d'audition par voie électro-phonique soit approximativement quadratique. D'ailleurs, si nous admettons uniquement l'hypothèse de l'électrostriction, la pression acoustique créée s'exprime par $p = kV^2$, donc directement proportionnelle au carré de la tension appliquée.

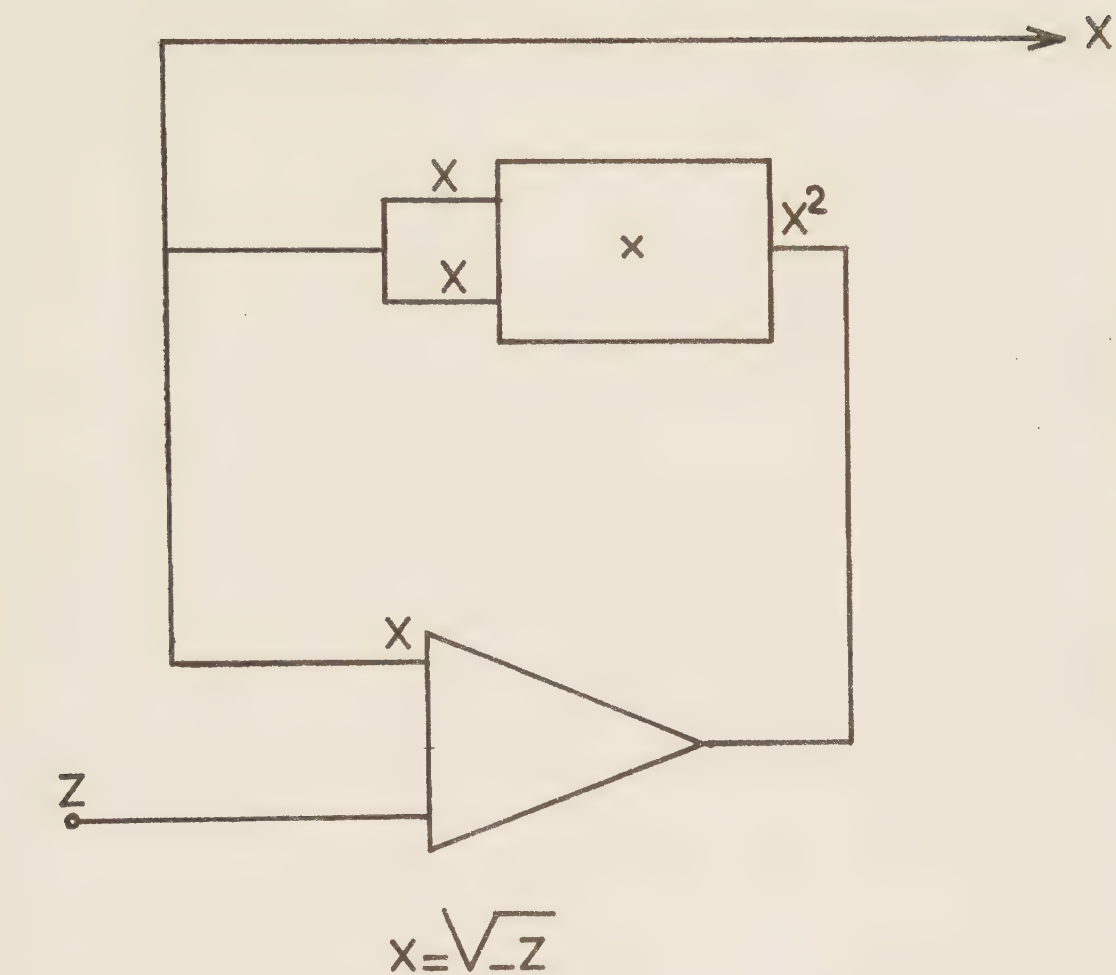
Nous avons essayé de voir si l'application d'une tension proportionnelle à la racine carrée d'une tension d'expression $V = V_0(\sin \omega t + 1)$ ne pourrait pas créer un phénomène d'audition correspondant à un son pur.

1° Réalisation d'un extracteur de racine carrée analogique pour tensions basse fréquence

Le principe de l'extraction de la racine carrée d'une grandeur analogique est donné par la figure 30.

...

FIG:30



PRINCIPE D'EXTRACTEUR DE RACINE CARREE

Il utilise un circuit d'élévation au carré placé en contre-réaction sur un amplificateur opérationnel. La réalisation du circuit complet est donnée par la figure 31. Elle fait appel à un multiplieur analogique en circuit intégré (réf. 38) monté suivant le schéma classique.

Un potentiomètre permet d'ajouter à la tension d'entrée une tension négative de façon à ce que la tension d'entrée à l'extraction de la racine carrée soit toujours négative.

2° Expériences

Nous avons essayé deux séries d'expériences, tout d'abord avec une tension d'excitation sinusoïdale, puis avec la tension de sortie du magnétophone avec enregistrement de mots types pour les essais de compréhensibilité.

a) Essai en tension sinusoïdale

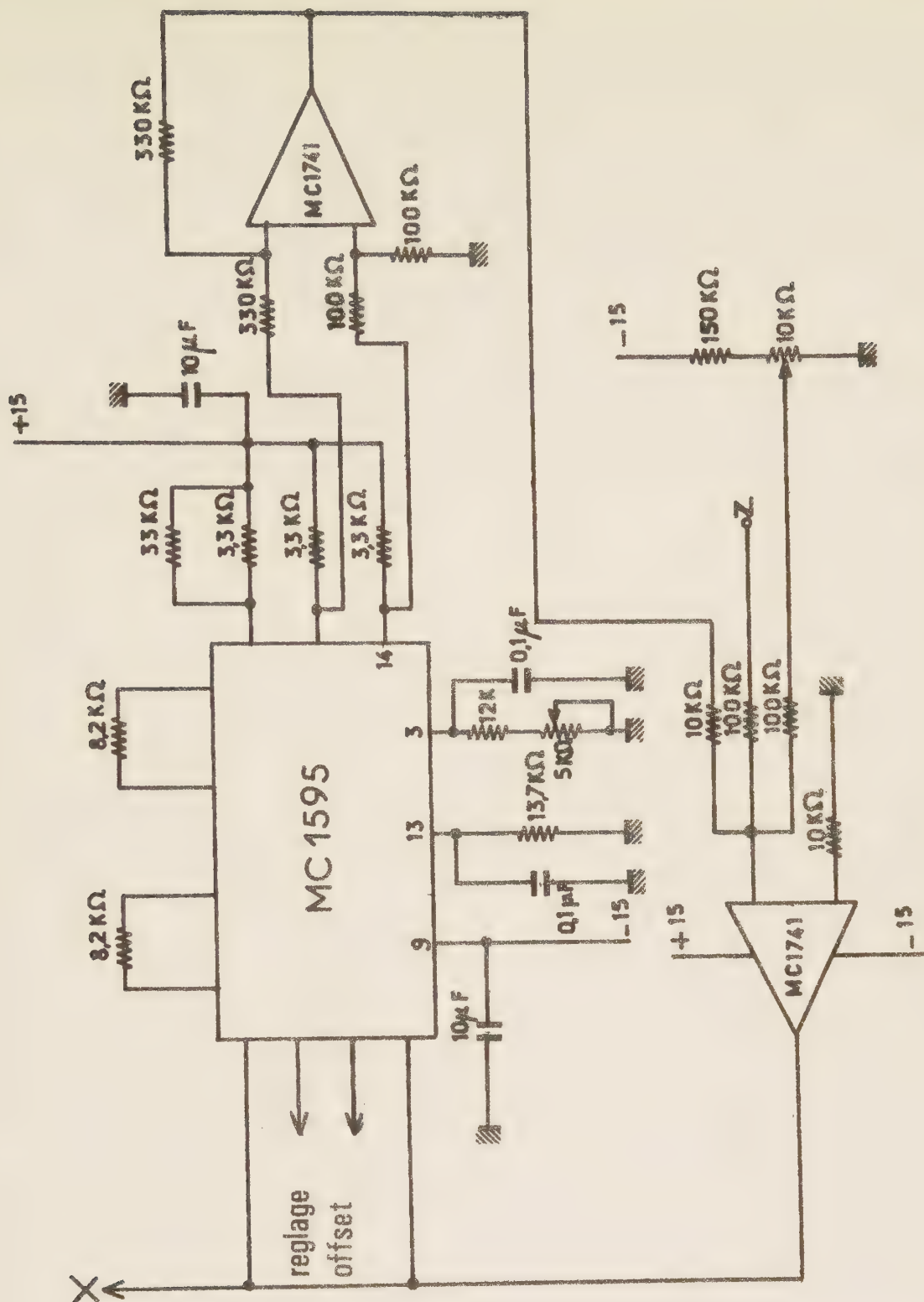
A l'aide d'un générateur basse fréquence nous avons effectué une excitation sinusoïdale de l'ensemble extracteur de racine carrée, amplificateur haute tension. Nous n'avons pas constaté d'amélioration notable de la pureté du son perçu.

b) Essai de compréhensibilité

De même que pour un son pur, les essais de compréhensibilité n'ont pas montré une amélioration notable de la qualité du son perçu, la compréhension demeure toujours bonne, bien que le son soit légèrement nasillard. Lorsque l'on passe du mode d'audition direct à celui correspondant à l'extraction de la racine carrée du signal de basse fréquence, on constate une différence de "qualité" du son perçu, sans pour autant que l'on puisse dire que la fidélité du son est meilleure plutôt dans un cas que dans l'autre.

G - Conclusions

Nous avons mis en évidence le fait que pour donner lieu



CIRCUIT EXTRACTEUR DE RACINE CARREE

à un phénomène de perception auditive qui reproduisait assez fidèlement un signal à fréquence vocale, il n'était pas obligatoire d'avoir recours à une tension haute fréquence modulée en amplitude. En effet, une simple tension à fréquence vocale est parfaitement suffisante, à condition que l'on ait pris la précaution de fixer le potentiel du sujet par rapport à la valeur moyenne de la tension d'excitation des électrodes.

Il semble bien que les nombreux auteurs qui ont essayé d'utiliser ce phénomène à des fins auditives n'ont pas obtenu une fidélité suffisante uniquement pour avoir négligé de fixer la tension électrique du sujet.

*
* *
*

CHAPITRE V - PHENOMENES PHYSIQUES MIS EN JEU DANS L'AUDITION ELEC- TROPHONIQUE

A l'aide des deux types de manipulations étudiées aux chapitres précédents, audition à l'aide d'un champ électrique haute fréquence modulé en amplitude, et audition à l'aide d'un champ électrique basse fréquence auquel on superpose un champ continu, nous avons mis en évidence une certaine similitude entre ces deux méthodes de stimulation auditive.

Tout semble se passer comme si nous étions en présence d'un phénomène approximativement quadratique. Nous allons essayer de voir si une théorie fondée sur un effet créé par électrostriction ou piézoélectricité pourrait expliquer la création d'un phénomène auditif.

A - Electrostriction

La pression d'origine électrostatique p créée par un champ électrique E dans un diélectrique de constante diélectrique ϵ_r s'exprime par $p = \frac{E^2}{2} \cdot \epsilon_0 (\epsilon_r - 1)$ (réf. 45)

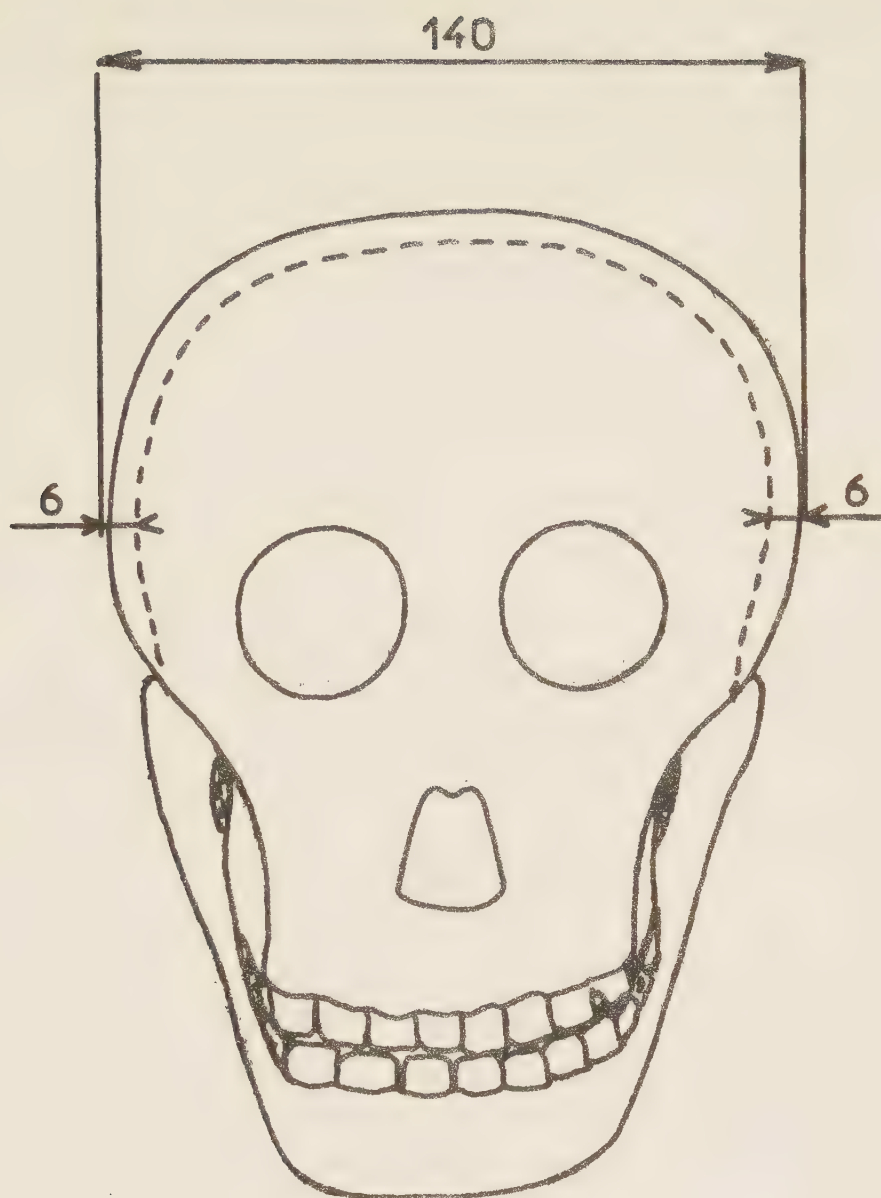
Considérons une coupe transversale du crâne au niveau du tragus (figure 32).

En première approximation, nous voyons apparaître, du point de vue purement électrique, deux régions : l'encéphale, conductrice et l'os temporal isolant.

La largeur moyenne du crâne est de l'ordre de 140 mm et l'épaisseur du temporal de 6 mm (en réalité de 5 à 8 mm suivant les zones du temporal).

Calculons la pression électrostatique créée par un champ électrique fourni par deux électrodes placées sur chaque tragus. Admettons qu'il existe entre ces deux électrodes une tension électrique de 20 dBm (soit 10 V crête) qui correspond approximativement

FIG: 32



aux valeurs de seuil de perception rencontrées chez la plupart des sujets. Le champ électrique créé par cette tension se trouve concentré au niveau du temporal, soit sur une épaisseur moyenne de 12 mm étant donné la nature conductrice de l'encéphale.

$$\text{Il en résulte un champ } E = \frac{10}{12 \cdot 10^{-3}} = 0,8 \text{ kV/m}$$

Si l'on admet 80 comme ξ_r de l'encéphale, la pression créée au niveau du temporal est :

$$p = \frac{800^2}{r} \cdot \frac{1}{36 \cdot 10^9} \cdot (80) = 2 \cdot 10^{-4} \text{ Pascal} = 2 \cdot 10^{-9} \text{ Atm}$$

Or, le seuil auditif en audition aérienne est de $1 \cdot 10^{-9} \text{ Atm}$.

Nous en concluons donc que d'un point de vue purement physique, la pression électrostatique produite par le champ électrique est juste suffisante pour créer un phénomène acoustique perceptible.

B - Piézo-électricité

Le phénomène de piézo-électricité prend essentiellement naissance lorsque l'on soumet un diélectrique anisotrope à un champ électrique. Il se traduit par une vibration mécanique créée par une force dont l'amplitude est directement proportionnelle à la valeur du champ électrique appliqué. Il s'agit d'un phénomène essentiellement linéaire et non plus quadratique comme l'électrostriction.

Malheureusement, on n'a jamais pu mettre en évidence la présence de cristaux piézoélectriques dans le crâne et nos expériences sur un crâne de squelette n'ont donné aucun résultat valable.

C - Conclusion

La simple théorie de l'électrostriction ne permettrait qu'une explication approchée du phénomène d'audition électrophonique.

En effet, tout semble se passer comme si un champ électrique créé entre les tragus produisait deux effets simultanés : d'une part, une vibration électrostrictive de l'os temporal due aux parties isotropes de l'os, et d'autre part, une vibration piézo-électrique due à certaines parties anisotropes. Nous avançons cette seconde hypothèse avec prudence, elle est en effet très difficile à prouver et ceci nécessiterait un appareillage de mesure que nous ne possédons pas. La conjugaison des deux phénomènes crée la vibration complexe que nous avons étudiée. Nous sommes en présence d'un phénomène complexe d'audition par conduction osseuse, avec toutes les résonances mécaniques de la boîte crânienne que cela suppose.

* * *

CHAPITRE VI - ESSAI DE SIMULATION DE LA VIBRATION D'UNE MEMBRANE DIELECTRIQUE PLACEE DANS UN CHAMP

Nous avons essayé d'étudier expérimentalement le comportement d'une membrane diélectrique placée dans un champ électrique :

Pour ce faire, nous avons réalisé le montage de la figure 28. Ce dispositif permet de fixer solidement une membrane diélectrique entre deux plaques métalliques, cette membrane étant espacée des plaques à l'aide de rondelles isolantes. Un jeu de rondelles isolantes des différentes épaisseurs permet de faire varier l'espacement membrane-plaques métalliques.

Une des deux plaques métalliques est percée d'un orifice contre lequel est placée l'extrémité d'un microphone à condensateur.

Les vibrations de la membrane diélectrique peuvent ainsi être analysées par l'intermédiaire de la tension fournie par le microphone à condensateur.

A - Etude expérimentale préliminaire

Les premiers essais furent effectués avec une feuille de mica comme membrane diélectrique, et des plaques métalliques en acier de 1 mm d'épaisseur comme électrodes. En appliquant entre les deux électrodes une tension de quelques centaines de volts à une fréquence audible, on perçoit nettement un son complexe en approchant l'oreille de l'orifice pratiqué dans une des deux plaques. Le son produit comprend principalement la fréquence d'excitation et l'harmonique 2.

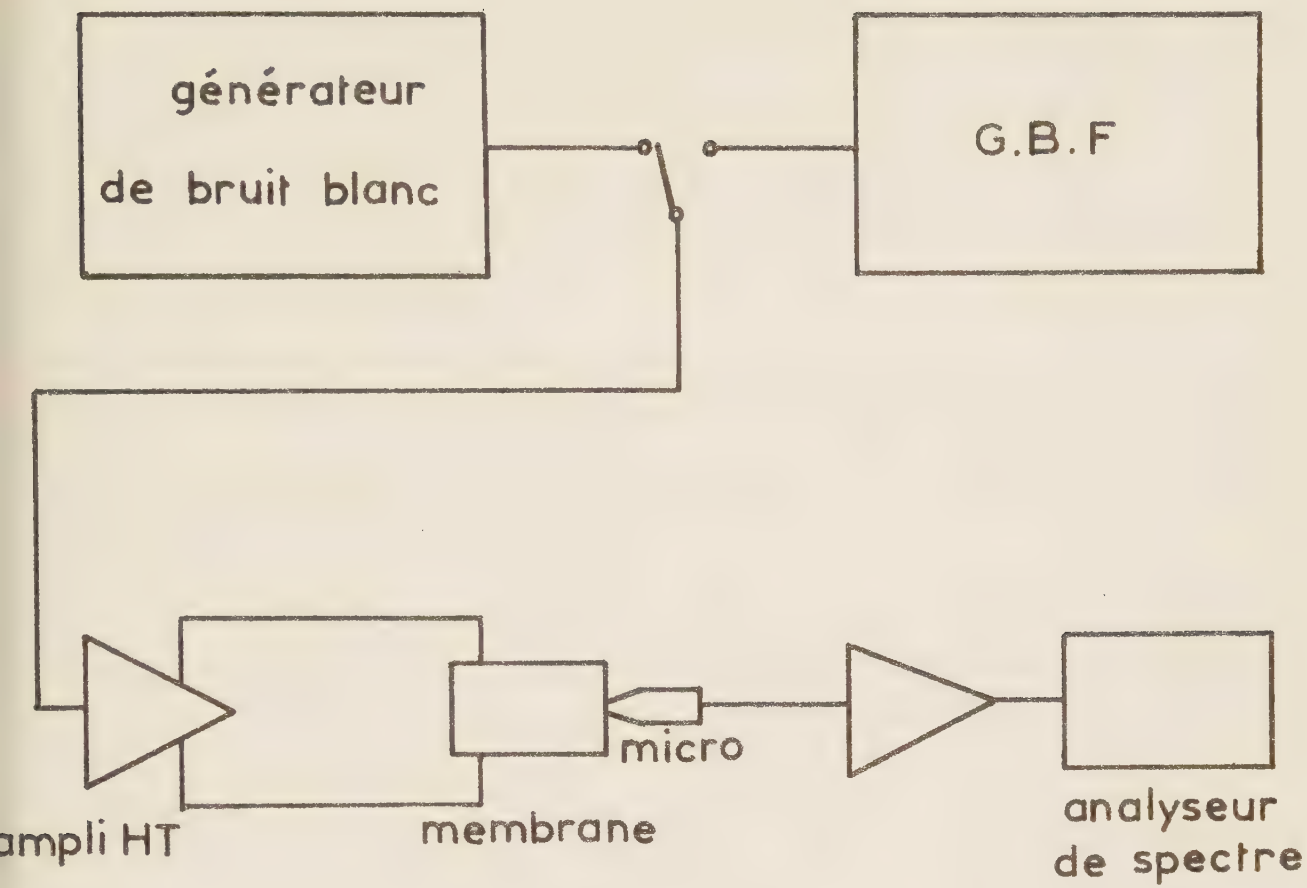
B - Essais avec un analyseur de spectre

De façon à déterminer de manière plus précise la nature de la réponse de la membrane au champ électrique, nous avons réalisé le dispositif expérimental de la figure 33.

Un générateur de bruit blanc, ou un générateur basse

...

FIG:33



ETUDE DE LA REPONSE DE LA MEMBRANE

fréquence, est connecté à un amplificateur haute tension dont les sorties attaquent symétriquement les plaques métalliques du dispositif d'essai de vibration de membrane.

La vibration de la membrane est recueillie à l'aide d'un microphone à condensateur et analysée sur un analyseur de spectre basse fréquence, Brüel et Kjaer de type tiers d'Octave.

Les résultats de l'expérience sont donnés par la figure 34. (Les ondulations du tracé sont dues au bruit recueilli par le microphone de mesure).

Nous avons distingué deux cas, suivant que l'excitation en bruit blanc se faisait avec ou sans polarisation continue des électrodes, dans les deux cas la tension d'excitation des électrodes est de 600 V crête à crête.

Dans le cas B où il n'y a pas de polarisation continue, on constate uniquement une réponse harmonique vers 6500 Hz, fréquence de vibration propre de la membrane et vers 15 000 Hz.

Par contre, dans le cas A, où l'excitation se fait avec une polarisation continue, la réponse propre de la membrane est beaucoup moins nette et on constate un certain nombre de réponses harmoniques vers 10 500 Hz et 15 000 Hz.

Dans les deux cas, nous avons obtenu une raie assez prononcée vers 2 000 Hz. Afin de lever un doute, nous avons effectué une analyse du bruit recueilli par le microphone en absence de toute excitation de la membrane. Nous avons obtenu le tracé de la figure 35 où l'on constate toujours une raie importante vers 2 000 Hz. Nous pensons qu'il s'agit là d'une raie parasite due à un défaut de l'appareillage et nous n'en tiendrons pas compte (elle est très probablement due à une réaction du bruit de la plume de l'enregistreur sur le microphone).

C - Essais à l'aide d'une modulation vocale

Nous avons essayé d'envoyer un signal vocal issu d'un

FIG:34

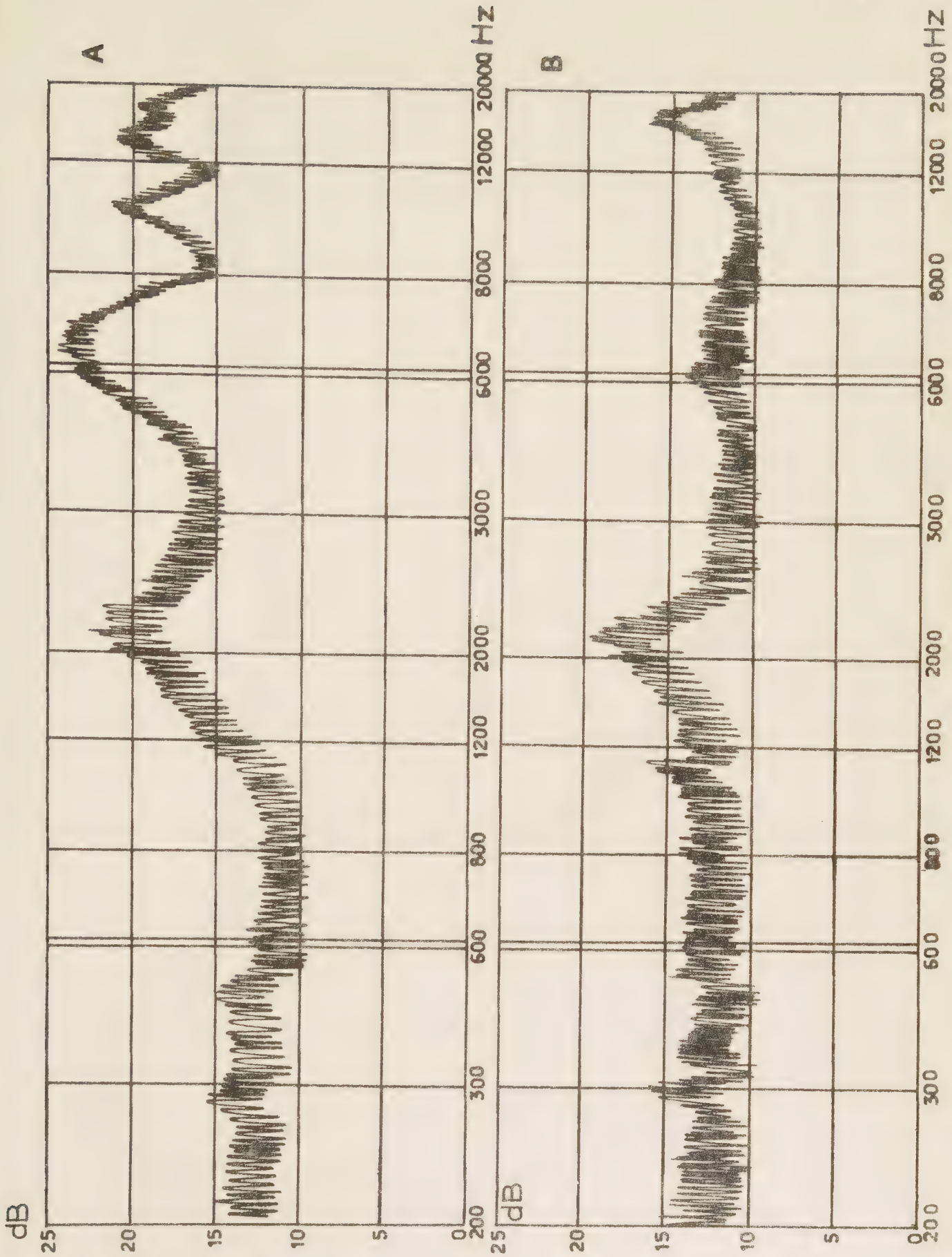
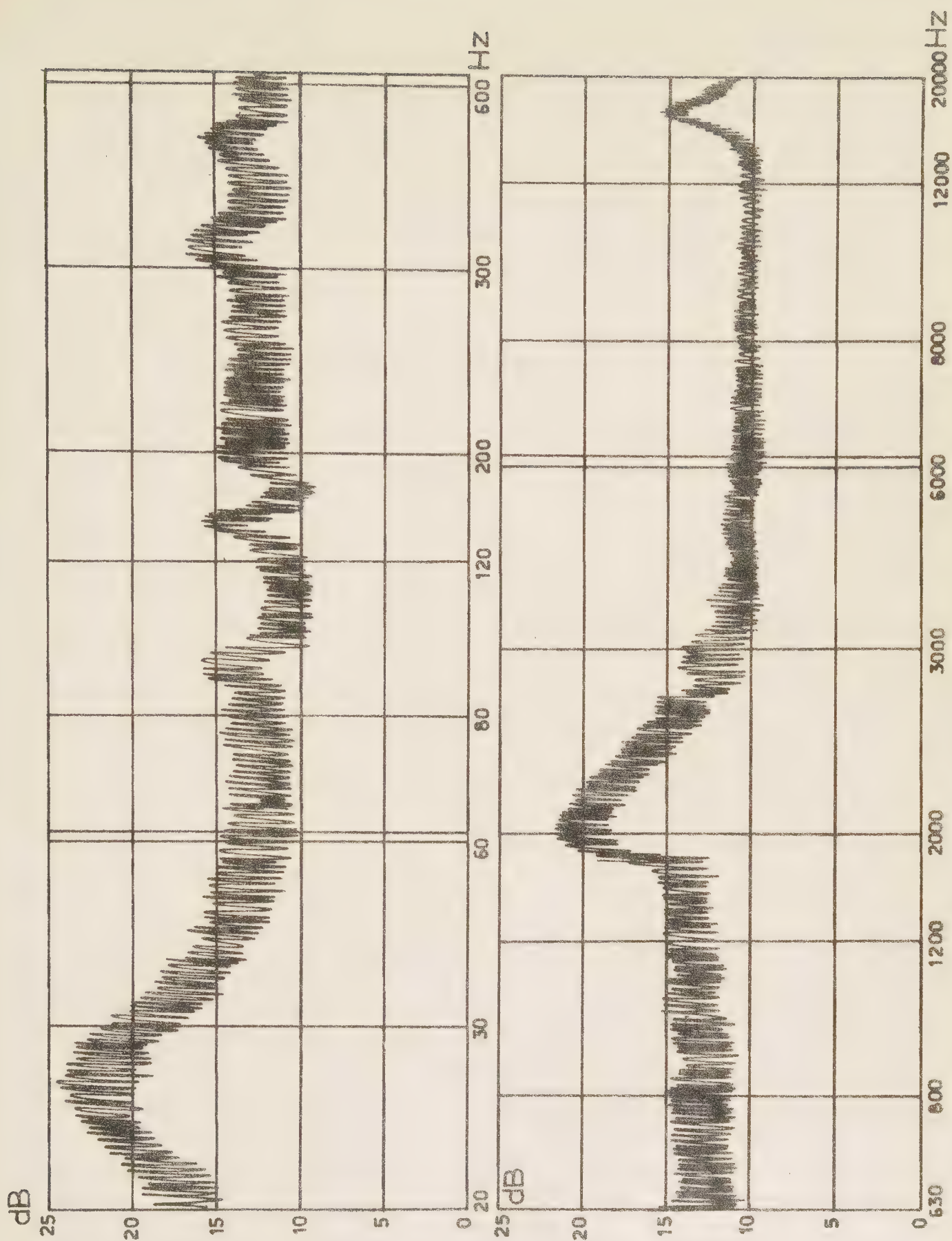


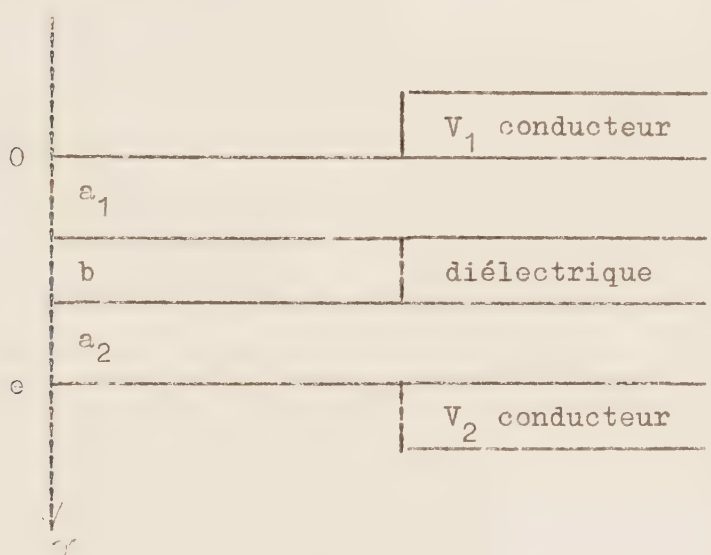
FIG:35



magnétophone sur l'amplificateur Haute Tension d'excitation de la membrane. Le son produit par la vibration de la membrane est recueilli par un microphone et envoyé dans un amplificateur basse fréquence. L'essai s'effectue en envoyant depuis un magnétophone des séries de mots-type enregistrés. Le son perçu à l'aide de l'amplificateur est assez déformé et ressemble assez à celui donné par audition neurophonique, le son perçu étant toutefois bien moins déformé lorsque l'on applique une polarisation continue au champ d'excitation de la membrane.

D - Justifications théoriques

Nous considérons le système précédent comme constitué par deux armatures V_1 et V_2 séparées par un diélectrique de constante ϵ (référence 44).



Si l'on suppose qu'il n'y a pas d'effet de bord au voisinage des armatures V_1 et V_2 , on peut écrire que l'induction $\vec{D}$ en tout point M compris entre les armatures est parallèle à Ox, et ne dépend que de x. Les lignes d'induction étant des droites et les tubes d'induction des cylindres à génératrices parallèles à Ox, le flux d'induction étant conservatif, $\vec{D}$ est en réalité indépendant de x. Si T désigne la densité de charges portée par l'armature supérieure, le théorème de Coulomb fournit ici : $D = \sigma$

Le champ électrique $\vec{E}$ est partout parallèle à D, et son intensité est, dans le vide : $E' = \frac{D}{\epsilon_0} = \frac{\sigma}{\epsilon_0}$

...

et dans le diélectrique :

$$E'' = \frac{D}{\epsilon} = \frac{\sigma}{\epsilon}$$

$$\text{d'où } V = V_1 - V_2 = E'(a_1 + a_2) + E''b = \sigma \left(\frac{a_1 + a_2}{\epsilon_0} + \frac{b}{\epsilon} \right)$$

Si S est la surface des armatures, et si ρ est la charge portée par le conducteur 1, on a :

$$\sigma = \frac{Q}{S} \quad V = \frac{Q}{S} \left(\frac{a_1 + a_2}{\epsilon_0} + \frac{b}{\epsilon} \right)$$

$$\text{La capacité est donc } C = \frac{\epsilon_0 S}{a_1 + a_2 + \frac{\epsilon_0}{\epsilon} b}$$

Si l'on déplace de dx l'armature 2, a_1 et b restent constants et a_2 seul varie de $da_2 = dx$

$$\text{Donc } \frac{\partial C}{\partial x} = \frac{\partial C}{\partial a_2} = \frac{-\epsilon_0 S}{\left(a_1 + a_2 + \frac{\epsilon_0}{\epsilon} b\right)^2} = -\frac{C^2}{\epsilon_0 S}$$

$$\text{où l'on sait que } X = \frac{\partial f}{\partial x} = \frac{1}{2} \cdot \frac{\partial C}{\partial x} V^2$$

$$\text{soit } X = -\frac{1}{2} \cdot \frac{C^2}{\epsilon_0 S} V^2 = -\frac{Q^2}{2 \epsilon_0 S}$$

Il est évident, pour raison de symétrie, que c'est la seule composante de la force mise en jeu. La force à laquelle est soumise l'armature 2 est donc une force attractive, parallèle à Ox.

$$\text{La pression totale à laquelle elle est soumise a pour valeur } p = \frac{X}{S} = -\frac{Q^2}{2 \epsilon_0 S^2}$$

En fonction de la différence de potentiel V appliquée entre les deux électrodes, cette expression devient :

$$p = -\frac{C^2 V^2}{2 \epsilon_0 S^2} = -\frac{\epsilon_0 V^2}{2 \left(a_1 + a_2 + \frac{\epsilon_0}{\epsilon} b\right)^2}$$

Nous déduisons de ce calcul que la pression à laquelle sont soumises les électrodes suit une loi quadratique en fonction de la tension électrique appliquée. Dans la manipulation que nous avons effectuée, nous avons choisi des électrodes suffisamment épaisses,

pour que leur vibration propre soit négligeable par rapport à celle de la membrane diélectrique placée à l'intérieur.

Il nous reste maintenant à calculer la force à laquelle est soumise la membrane diélectrique.

Nous nous proposons de calculer l'expression de la force $\vec{dF}_\tau = \vec{f} d\tau$ qui s'exerce sur chaque élément de volume $d\tau$ du diélectrique.

Nous allons faire des considérations énergétiques. On suppose que nous avons isolé, par un léger intervalle, chaque élément de volume de ses voisins, et que nous le maintenons en équilibre en lui appliquant une force extérieure $-\vec{f} d\tau$.

Déplaçons alors chaque élément du diélectrique d'une quantité infiniment petite $\vec{\delta u}$ arbitraire, mais variant de façon continue dans l'espace et compatible avec l'immobilité des conducteurs et de la surface S du diélectrique. Alors le diélectrique subit des compressions (ou des dilatations) qui produisent en chaque point fixe du volume τ qu'il occupe une variation $\delta\xi$ de sa constante δW de l'énergie emmagasiné par le système. Si la charge des conducteurs est maintenue constante, cette augmentation est : (réf. 44)

$$\delta W = - \iiint_{\tau} \delta\xi \frac{E^2}{2} d\tau$$

et en fonction du travail fourni au système par les forces $-\vec{f} d\tau$

$$\delta W = - \iiint_{\tau} \vec{f} \cdot \vec{\delta u} d\tau$$

Les déplacements $\vec{\delta u}$ étant arbitraires, nous obtiendrons l'expression de $\vec{f}$ en exprimant $\delta\xi$ en fonction de $\vec{\delta u}$.

Or ξ dépend pour certains corps de la masse spécifique m. Si δm est sa variation en un point M, on a donc en ce point :

$$\delta\xi = \frac{d\xi}{dm} \cdot \delta m$$

...

La masse qui traverse un élément de surface dS est celle qui est initialement contenue dans un cylindre de base dS et de génératrice $\vec{\sigma}u$, elle vaut $m \vec{\sigma}u \cdot \vec{dS}$. La masse qui pénètre dans un volume τ_0 limité par une surface fermée S_0 est donc :

$$- \iint_{S_0} m \vec{\sigma}u \cdot \vec{dS} = - \iiint_{\tau_0} dm(m \vec{\sigma}u) d\tau$$

si $\vec{dS}$ est orientée suivant la normale extérieure.

Elle est aussi égale à l'accroissement de masse du volume τ_0 soit $\iiint_{\tau_0} \delta m d\tau$.

Le volume τ_0 étant quelconque, on en déduit :

$$\delta m = - dm (m \vec{\sigma}u)$$

et sur un matériau homogène $\delta m = - m dm \vec{\sigma}u$

$$\text{soit : } \delta \xi = - m \frac{d\xi}{dm} dm \vec{\sigma}u$$

$$\text{D'où l'expression du travail } \delta W = m \frac{d\xi}{dm} \iiint_{\tau} dm \vec{\sigma}u \frac{E^2}{2} d\tau$$

La quantité à intégrer peut s'écrire :

$$dm \left(\frac{E^2}{2} \vec{\sigma}u \right) = \vec{\sigma}u \cdot \overrightarrow{\text{grad} \frac{E^2}{2}}$$

D'après le théorème de Green, l'intégrale du premier terme représente le flux de $\frac{E^2}{2} \cdot \vec{\sigma}u$ à travers la surface qui limite le diélectrique. Si celle-ci a été maintenue immobile, $\vec{\sigma}u$ lui est tangent en tout point. L'intégrale vaut alors zéro, soit :

$$\delta W = - \iiint_{\tau} \overrightarrow{\text{grad} \left(m \frac{d\xi}{dm} \cdot \frac{E^2}{2} \right)} \cdot \vec{\sigma}u \cdot d\tau$$

En tenant compte du caractère arbitraire des vecteurs $\vec{\sigma}u$, on obtient pour l'expression de la force $\vec{f}$:

$$\vec{f} = \overrightarrow{\text{grad} \left(m \frac{d\xi}{dm} \cdot \frac{E^2}{2} \right)}$$

Donc il règne dans le diélectrique une pression d'origine électrique p telle que $\vec{f} = \text{grad } p$ avec $p = m \frac{d\xi}{dm} \cdot \frac{E^2}{2}$.

Dans le cas qui nous intéresse, c'est-à-dire la justification du modèle de membrane diélectrique soumise à un champ électrique, la pression d'origine électrique est liée au champ électrique par une relation quadratique.

Malheureusement, dans le cas réel du crâne soumis à un champ électrique, nous avons affaire à un diélectrique hétérogène et chargé où l'expression des forces électriques (réf. 44) est donnée par :

$$\vec{f} = p \vec{E} + \text{grad} \left(m \frac{d\xi}{dm} \cdot \frac{E^2}{2} \right) - \frac{E^2}{2} \text{grad} \xi$$

Cette relation est difficilement utilisable dans le cas de l'ensemble crâne - encéphale, étant donné la difficulté que représente la mesure des divers paramètres électriques dans les différentes zones de l'encéphale.

*
* *
*

CHAPITRE VII - ESSAIS EN HYPER-FREQUENCES

Nous avons mis en évidence précédemment qu'un champ électrique basse fréquence, ou moyenne fréquence, modulé de différentes façons, pouvait créer un phénomène d'audition permettant une compréhension acceptable de la parole. Nous avons cherché à mettre en évidence si les phénomènes d'audition que l'on constate parfois au voisinage de l'antenne d'un émetteur hyperfréquences puissant sont de même nature que l'audition électrophonique. Depuis que l'on dispose d'émetteurs hyperfréquences de grande puissance (radars, canaux hertziens, etc...) il a souvent été constaté qu'un observateur placé au voisinage de l'antenne d'émission était capable "d'entendre" des sons de diverses natures, ressemblant à des sifflements, ou des claquements, la caractéristique de ces sons étant liée à la fréquence de répétition des impulsions hyperfréquences.

Aucune des publications que nous avons étudiées ne mentionne des essais de modulation à fréquence audible de faisceau hyper-fréquence. Ce sont ces essais que nous avons entrepris.

A - Manipulation préliminaire en bande X

Notre première manipulation en hyper-fréquence a été réalisée à l'aide d'un klystron 2 K 25 fournissant une puissance de 20 mW à 9 GHz, la sortie du klystron étant reliée à un cornet. Le faisceau hyperfréquence était modulé en amplitude par modulation de la tension réflecteur du klystron. Un récepteur constitué par un morceau de guide d'onde muni d'une diode à cristal nous permit de contrôler la modulation du faisceau.

En approchant l'oreille du cornet, nous avons pu percevoir une sensation sonore très faible, d'un niveau acoustique d'à peine 5 à 10 dB, et ceci pour une fréquence de modulation comprise entre 1,9 et 2,1 kHz, c'est-à-dire au maximum de sensibilité de l'oreille. Avec un niveau acoustique aussi faible, il est pratiquement impossible de juger de la tonalité du son perçu, mais la fréquence du son correspondait à la fréquence de modulation du faisceau.

...

B - Essai de perception d'un faisceau hyperfréquence d'énergie moyenne

En collaboration avec le centre émetteur de l'ORTF de Nancy, nous avons effectué une manipulation de perception d'un faisceau hyperfréquence plus puissant. Nous avons utilisé un émetteur de faisceau hertzien TM 110 fournissant une puissance de 1 Watt sur 7 000 MHz, relié à un cornet de $4 \times 6 \text{ cm}^2$. Le faisceau était modulé en amplitude par une tension basse fréquence, par modulation de la tension réflecteur du klystron (ce qui fournit une modulation en amplitude du faisceau de qualité assez moyenne).

En plaçant l'oreille au voisinage du cornet, certains sujets perçurent un sifflement pour des fréquences de modulation de 2 à 3 kHz. Nous avons remarqué que le maximum de sensation auditive en fonction de la fréquence B.F. n'était pas le même chez tous les sujets. Quant à l'intensité du son perçu, nous l'avons estimé de vingt à quarante dB acoustiques. Notre manipulation n'étant pas effectuée en chambre sourde, et étant donné le bruit ambiant assez élevé du centre émetteur, nous n'avons pas pu effectuer d'essai de compréhension de la parole.

Remarque sur les dangers des faisceaux hyperfréquences

Les différents auteurs s'étant préoccupés du danger des faisceaux hyperfréquences ne sont pas d'accord sur les doses maximales d'énergie admissibles sans danger par un être humain.

Si nous nous référons à la norme la plus sévère, celle de l'Armée de l'Air américaine, un observateur ne devrait jamais être exposé à des densités d'énergie hyperfréquence supérieures à $0,1 \text{ W/cm}^2$ (réf. 43).

Nous avons respecté cette norme, et c'est pour cette raison que nous n'avons pas pu faire des essais avec des émetteurs hyperfréquences plus puissants, et des densités d'énergie plus élevées. Si l'on dépasse les normes admises, on risque des lésions graves de certains organes.

CONCLUSION

Perspectives d'avenir concernant l'utilisation du phénomène d'audition à l'aide de champs électriques

L'excitation de l'oreille à l'aide de champs électriques est une méthode de stimulation de l'audition par conduction osseuse qui ne met pas en jeu l'audition par voie aérienne.

Dans des limites raisonnables de sécurité, on peut obtenir des niveaux acoustiques de 50 à 60 dB, avec un taux de distortion inférieur à celui produit par un vibreur mécanique posé sur le crâne. Le principal intérêt de l'excitation neurophonique est que cette méthode ne met pas en jeu l'audition par voie aérienne, et par voie de conséquence permet une étude de l'audition par conduction osseuse seule.

En ce qui concerne la nature du champ électrique à appliquer, le choix doit se faire entre les deux méthodes suivantes :

1° Champ électrique directement fonction de la tension basse fréquence à percevoir

C'est la méthode la plus simple, mais qui réclame de fixer le potentiel du sujet par rapport à la valeur moyenne de la tension des électrodes (par un bracelet au bras, par exemple.

2° Champ électrique moyenne fréquence (20 à 30 kHz) modulé en amplitude à 100 % par la tension basse fréquence à percevoir

Cette méthode ne réclame pas de fixation du potentiel du sujet, mais, par contre, est plus compliquée à mettre en oeuvre. Il est probable qu'avec le développement de nouveaux éléments électrostatiques (les "electrets") on pourra simplifier les montages mis en oeuvre, et miniaturiser l'appareillage d'excitation par champs électriques.

...

La grande diversité de la sensibilité des sujets à l'excitation auditive par champ électrique ne permet pas de déduire de loi générale permettant des études cliniques de routine. Par contre, l'excitation purement osseuse de l'audition sera très utile pour certaines études particulières de la fonction auditive.

*
* *
*

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- (1) Simmons Arch. Otolaryng - vol. 84 - juillet 1966
- (2) VOLTA A. : Excitation électrique par contact de substances conductrices, Trans. Roy Soc. Phil. 90, pages 403-431 - 1800
- (3) RITTER J.W. : Wirkung des galvanismus der Voltaïschen Batterie auf menschliche Sinneswerkzevge, Annal Physik 7 p. 447 - 484, 1801.
- (4) SCHEPPEGRELL W. : Electricity in diseases of the nose, throat and ear, New-York : G.P. Putnam's Sons 1898.
- (5) DUCHENNE : De l'électrisation localisée et de son application à la physiologie, à la pathologie et à la thérapeutique, Paris 1855.
- (6) BRENNER R. : Untersuchungen um Beobachtungen auf dem Gegiete der Electrotherapie - Leipzig 1868 et 1869. Arch. Ophthal ~~Otol~~ 1 : p. 232-282 - 1869.
- (7) NEFTEL W.B. : Galvano-therapeutics, New-York : D. Appleton.
- (8) POLITZER A. : Diseases of the Ear, Philadelphia Henry Lea's Son and Co. 1883, p. 744.
- (9) Gradenigo G. : Die Erkrankungen des Nerveus acusticus, Archiv Ohrenheilkunde 27 : p. 105-125 (1888).
- (10) Roosa D.B. St-John : Practical Treatise on diseases of the Ear, éditions 1 et 7, New-York : W. Wood and Co, 1873-1891.
- (11) Beauregard H. et Duprey E. : Bulletin de la Société de Biologie 1896.
- (12) BUYTENDYCK, FJJ : On the negative variation of the Nervus Acousticus caused by a sound, Proc. Roy. Soc. (Amsterdam) 13 : p. 649-1910.

- (13) FORBES A., MILLER R.H., et O'CONNER J. : Electric response to Acoustic Stimuli in the Decerebrate Animal, Amer. J. Physiologie 80 - p. 363 - 1927.
- (14) WEVER, E.G. et BRAY C.W. : the nature of the Acoustic Response : the relation between sound frequency and frequency of impulses in the auditory Nerve, J. exp. psychol. 13, p. 373 - 387 - 1930.
- (15) FLOTTORP G. : Effect of Different types of Electrodes in Electrophonic Hearing, J. Acoust. Soc. of Amer. 25, p. 236-245 - 1953.
- (16) EICHHORN G. : Das "Radiophon", Mantalschreift für Ohrenheilkunde, 65 : p. 308-312 - 1931.
- (17) JELLINK S., et SCHEIBER T. : Eine neue Methode des Hörens, Wiener Klin Wschr. 43, p. 417 - 1930.
- (18) SIMMONS, F.B. : Electrical Stimulation of Acoustical Nerve and Inferior colliculus : results in Man, Arch. Otolaryng 79, p. 559-567 - 1964.
- (19) STEVENS S.S. et JONES R.C. : The Mechanism of Hearing by Electrical Stimulation, J. Acoust. Soc. of America 10, p. 261-269 - 1939.
- (20) KAHLER Z. : Versuch einer Hörverbesserung unter Benützung der Knochenleitung, 7. Hals - Nasen Ohrenheilk. 27 :p. 437-443.
- (21) GRAY E. : Annales télégraphiques p. 97 - 1877.
- (22) STEVENS S.S. : on hearing by electrical stimulation. J. Acoust. Soc. Amer. 8 p. 191-195 - 1936.
- (23) JONES R.C., STEVENS S.S. et LURIE M.H. : trois mécanismes d'audition par stimulation électrique. J. Acoust. Soc. of America 12 - p. 281-290 - 1940.

- (24) BELLUCCI R.J. et SCHNEIDER D.E. : some observations on ultrasonic perception in Man, Ann. Otol. 71, p. 719-726 : 1962.
- (25) HAEFF Av. et KNOX C. : Perception of Ultrasound. Science 139, p. 590-592 : 1963.
- (26) MANFREDI A. et BOMBELLI U. : Radioacoustic treatment of Deafners. Pubblicazioni Dell' Instituto Nazionale de Ottica, série IV , N. 408 1963.
- (27) ANDREEF A.M., GERSUNI G.V. et VOLOKHOV A.A. : Electrical Stimulation of the Hearing Organ - J. Physiol. USSR 17 : p. 546-559 - 1934.
- (28) ANDREEF A.M., GERSUNI G.V. et VOLOKHOV A.A. : on the electrical Excitability of the human Ear. On the effect of alternating currents on the affected auditory apparatus - J. Physiol. USSR 18 : p. 250-265 - 1935.
- (29) GERSUNI G.V. et VOLOKHOV A.A. : on the Electrical Excitability of the Auditory Organ : on the effect of alternating currents on the normal auditory Apparatus J. Exp. Psychol. 19, p. 370-382. 1936.
- (30) GERSUNI G.V. : Analyse der Einwirkung von Wechselströmen any den Gehörapparat, Tech. Phys. USSR 4 - p. 163 - 174 1937.
- (31) ANDREEF A.M., PRAPOVA A.A. et GERSUNI G.V. : An electrical excitability of the Auditory apparatus in relation of its functional state, J. Physiol. USSR 25, p. 618-630 - 1938.
- (32) DJOURNO A. et EYRIES C. : Prothèse auditive par excitation électrique à distance du nerf sensoriel à l'aide d'un bobinage inclu à demeure. Presse médicale 35 : p. 14-17 - 1957. Voir aussi compte-rendu de la Société de Biologie - 151, p. 423-425 - 1957. Djournno A., Eyriès G. et Vallancien G. : Bull France Nat. Acad. Medic. 141 : p. 481 - 483 - 1957.

- (33) ZOLLNER F. et KEIDEL W.D. : Gehörvermittlung durch elektrische Erregung des Nervens acusticus, Archiv Ohr Nase Kehlkopfheilk, 181 - p. 216-223 - 1963.
- (34) FREY A.H. : Auditory system response to radio frequency Energy, Aerospace Med. 32 - p. 1140-1142 - 1961.
- (35) SOMMER H.C. et VON GIERKE H.E. : Hearing sensations in Electric Fields - Aerospace Med. 35 : p. 834 - 839 - 1964.
- (36) EINHORN R.N. : Army tests hearing aids that bypass the ears: electronic design 26. dec. 20 - p. 30-32 - 1967.
- (37) KELLER H. : Ein transistorbestückter Sinusgenerator für den Frequenzbereich von 10 Hz bis 1 MHz Funkschau 1963 - Heft 18 Seiten 505 - 506.
- (38) Notes d'application "Motorola" concernant le multiplieur analogique MC 1595 L. (AN 489-490) septembre 1969 - Mars 1970.
- (39) LEJEUNE A. : un multiplicateur analogique à 4 quadrants. Electronique Industrielle - n° de janvier-février 1970, p. 27 à 31.
- (40) GENET Y. : Etude et réalisation d'un multiplieur analogique utilisant des transistors à effet de champ - thèse de Docteur-Ingénieur - 18 décembre 1968 - NANCY.
- (41) AUTRIC J.B., TRUCHE J.L. : Etude et réalisation d'un générateur d'impulsions entièrement réalisé à l'aide de circuits intégrés (à paraître).
- (42) TRUCHE J.L. : Etude et réalisation d'un amplificateur haute tension à large bande - Toute l'Electronique n° 354, p. 51 - 53 - Avril 1971.

...

- (43) ORLOWSKI André : Effets biologiques des ondes électromagnétiques courtes et ultra-courtes.
L'Usine Nouvelle - n° de printemps 1969.

- (44) BRUHAT G. : Electricité (Masson 1959), p. 165

- (45) FRÜHLING A. : Cours d'électricité, tome 1 - Chapitre 6
(DUNOD).

*
* *
*

APPENDICE

Généralités sur l'appareil auditif

L'appareil auditif est un organe qui recueille les vibrations de l'air et les transforme en sensations auditives.

Les vibrations acoustiques après avoir été recueillies par l'oreille externe sont transmises par l'oreille moyenne à l'oreille interne qui renferme l'organe de Corti. A ce niveau naissent les influx nerveux qui seront transmis aux centres cérébraux par l'intermédiaire du nerf auditif.

L'appareil auditif comprend l'oreille et les voies nerveuses auditives. L'oreille reçoit les vibrations acoustiques, et les transmet jusqu'à l'organe de Corti qui donne naissance à l'influx nerveux qui est transmis au cerveau.

A - Rappel anatomique

I - L'oreille

Elle comprend l'oreille externe, l'oreille moyenne et l'oreille interne (figure 1).

a) L'oreille externe

Elle est représentée par le pavillon et le conduit auditif externe. Le pavillon joue un rôle de cornet acoustique qui concentre les vibrations recueillies vers le conduit auditif externe.

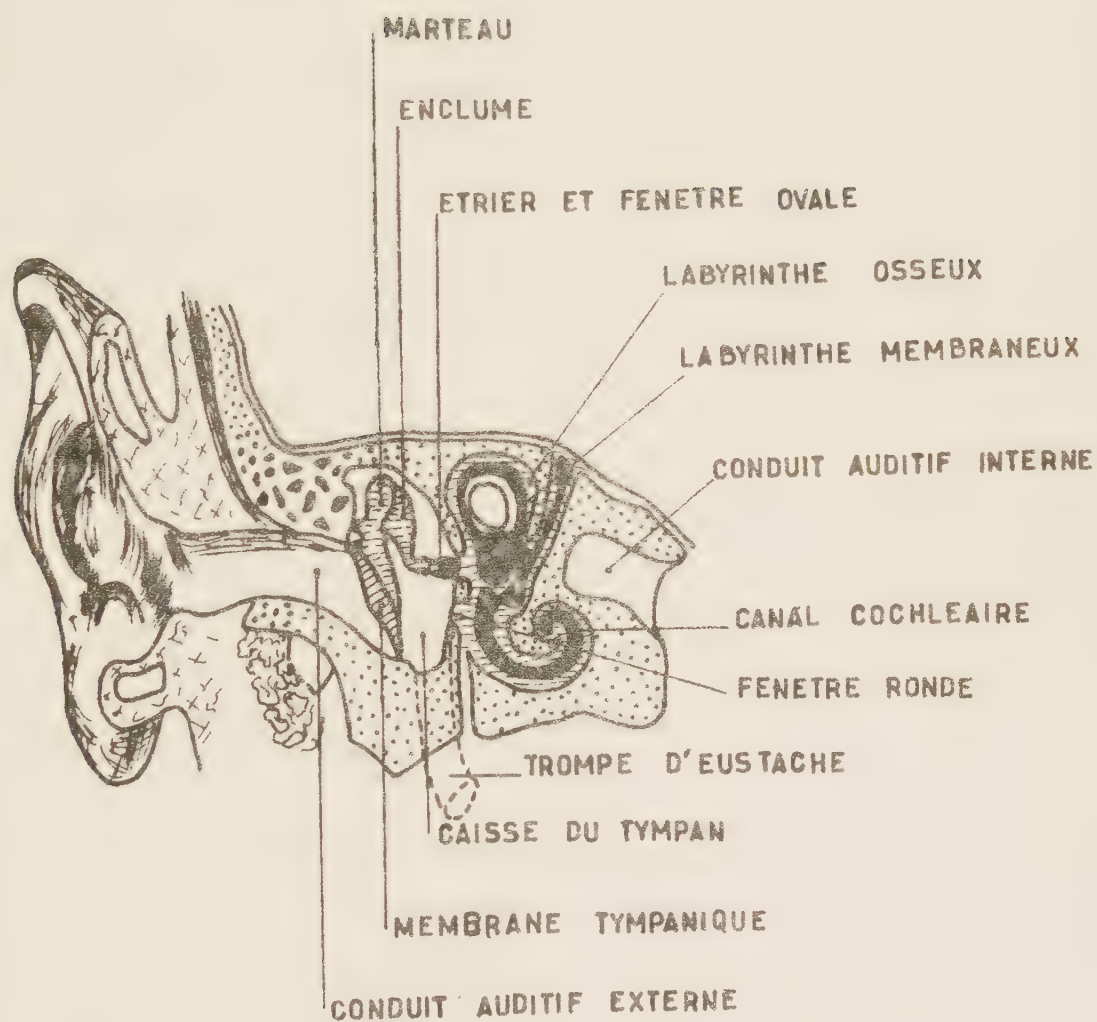
Le conduit auditif se termine par la membrane du tympan.

b) L'oreille moyenne

C'est un ensemble de cavités creusées au sein de l'os

...

FIG: 1



SCHEMA GENERAL DE L' OREILLE

temporal. La caisse du tympan, comprise entre l'oreille interne et le conduit auditif externe renferme le complexe ossiculaire qui assure la transmission des sons vers l'oreille interne.

Le tympan assure la liaison entre le conduit auditif externe et l'oreille moyenne. Les fenêtres rondes et ovales assurent la liaison entre l'oreille moyenne et l'oreille interne.

La fenêtre ronde est formée par une membrane et la fenêtre ovale par la platine de l'étrier.

Le tympan et la fenêtre ovale sont reliés par la chaîne des osselets, comprenant en partant du tympan le marteau, l'enclume et l'étrier. La trompe d'Eustache permet de mettre en communication la caisse du tympan avec l'arrière gorge.

c) L'oreille interne

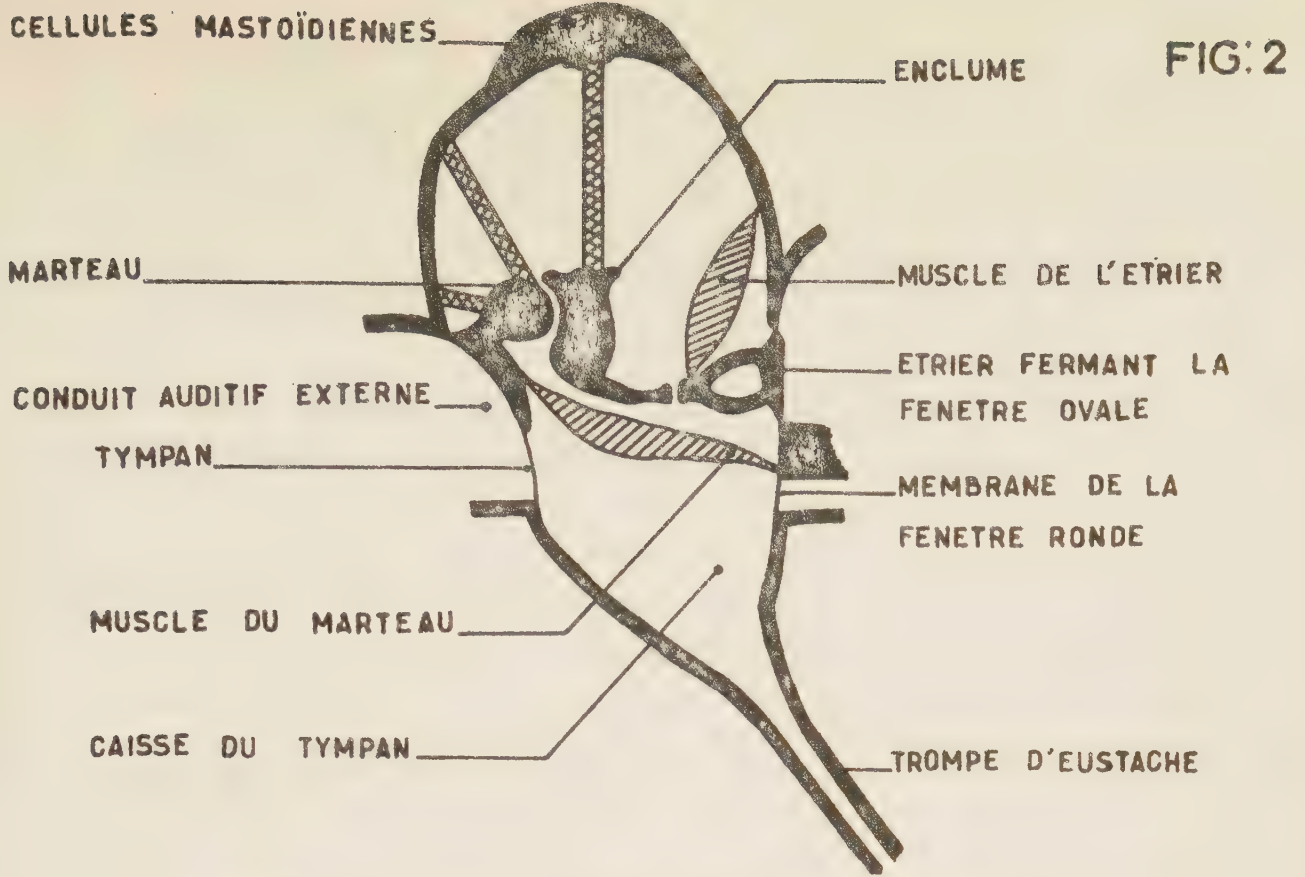
L'oreille interne est aussi désignée sous le nom de labyrinthe. Elle comprend le labyrinthe osseux et le labyrinthe membraneux.

1° Labyrinthe osseux

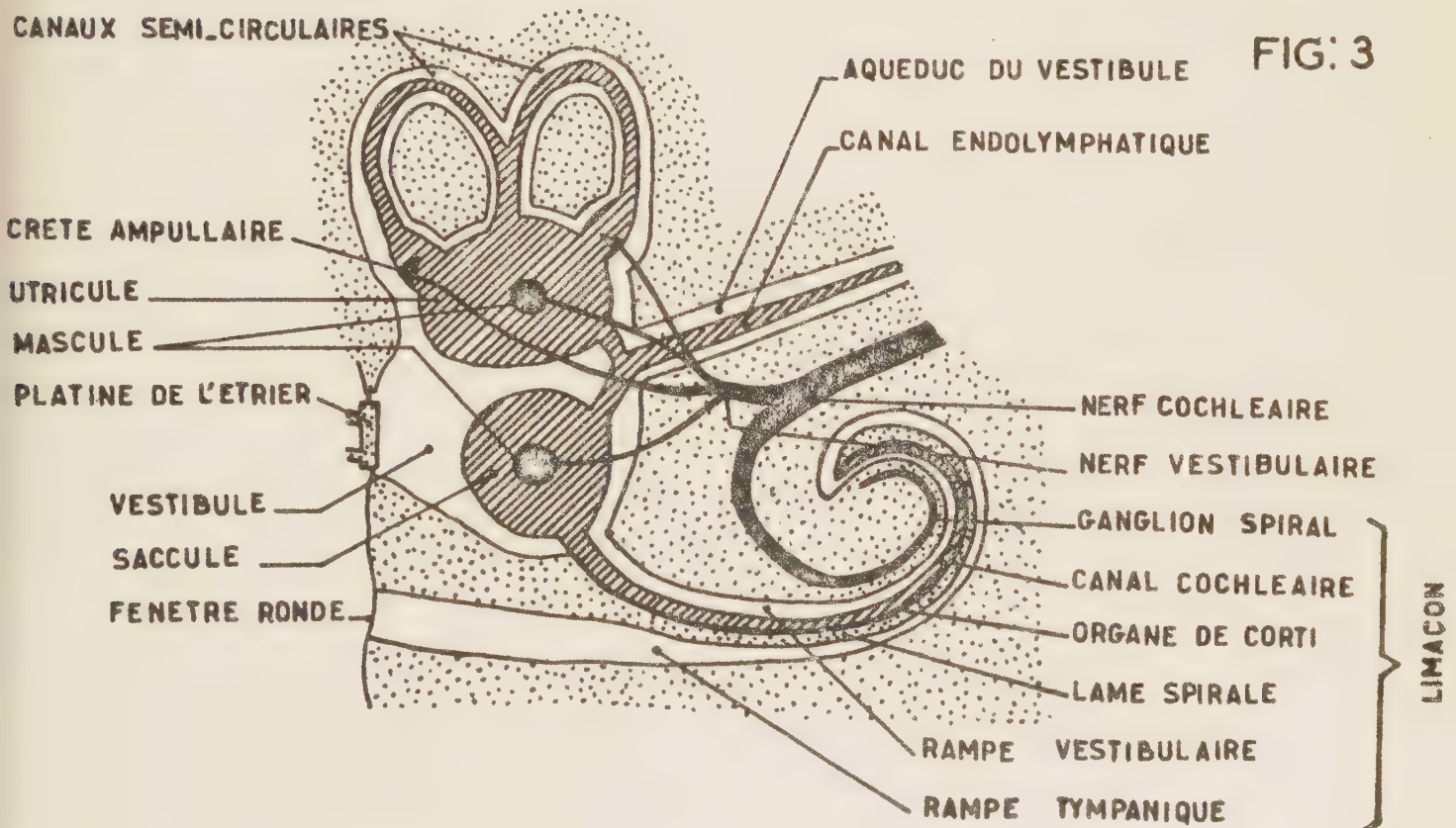
C'est une cavité à paroi osseuse qui renferme les structures membraneuses et sensorielles de l'oreille interne. Il est constitué par le vestibule, les canaux semi-circulaires et le limaçon osseux ou cochlée. Le vestibule communique avec la caisse du tympan par la fenêtre ovale, et avec la cavité crânienne par un canal étroit, l'aqueduc du vestibule.

Les canaux semi-circulaires forment trois boucles ou trois demi-cercles, situés dans trois plans perpendiculaires. Leurs extrémités sont en communication avec le vestibule.

Le limaçon osseux est une cavité en forme de spirale de deux tours et demi, divisée en deux rampes par une lame osseuse dans la partie interne (lame spirale) et membraneuse dans la partie



SCHEMA DE L'OREILLE MOYENNE



SCHEMA DE L'OREILLE INTERNE

externe (membrane basilaire). La rampe vestibulaire s'ouvre dans le vestibule et la rampe tympanique aboutit à la fenêtre ronde. Au sommet de la cochlée (apex), la lame spirale et la membrane basilaire s'interrompent, et les deux rampes communiquent entre elles par l'hélicotréma.

La membrane basilaire est le support de l'organe de Corti, ce dernier est le récepteur des vibrations acoustiques.

Le limaçon s'enroule sur un axe osseux qui est la columelle, et cet axe contient le nerf auditif. Le nerf cochléaire est formé par les axones des cellules contenues dans le ganglion de Corti (1), ces axones se dirigent vers l'encéphale. Les dendrites de ces cellules se rendent aux cellules ciliées internes et externes de l'organe de Corti.

2° Labyrinthe membraneux

Le labyrinthe membraneux est compris dans le labyrinthe osseux. C'est une sorte de sac à paroi mince, contenant un liquide (endolymphe). Autour de lui, remplissant le labyrinthe osseux, se trouve la périlymphe.

Le labyrinthe membraneux peut se subdiviser en deux éléments : le labyrinthe postérieur et le labyrinthe antérieur.

- le labyrinthe postérieur comprend :
 - * l'utricule et les canaux semi-circulaires
 - * le saccule.
- le labyrinthe antérieur est représenté par le limaçon membraneux.

...

(1) le ganglion de Corti est contenu dans l'épaisseur de la columelle.

3° Le labyrinthe postérieur ou appareil vestibulaire

L'utricule et le saccule sont reliés par deux canaux courts qui forment le canal endolymphatique qui s'engage dans l'aqueduc du vestibule et se termine au niveau des méninges qui entourent le cerveau.

Les trois canaux semi-circulaires membraneux prennent naissance dans l'utricule, ils sont situés dans les trois canaux semi-circulaires osseux.

Les canaux semi-circulaires, l'utricule et le saccule forment l'appareil vestibulaire qui est un organe de l'équilibration.

4° Le labyrinthe antérieur ou limaçon membraneux

Le limaçon membraneux est relié au saccule par le canal de Hensen. Il comprend deux rampes, l'une vestibulaire, l'autre tympanique. Ces deux rampes sont séparées par la membrane basilaire et renferment la périlymphe.

Le canal cochléaire présente une forme triangulaire, limité en bas par la membrane basilaire, et en haut par la membrane de Reissner. Ce canal contient le neuroépithélium de Corti baigné par l'endolymphe.

5° l'Organe de Corti

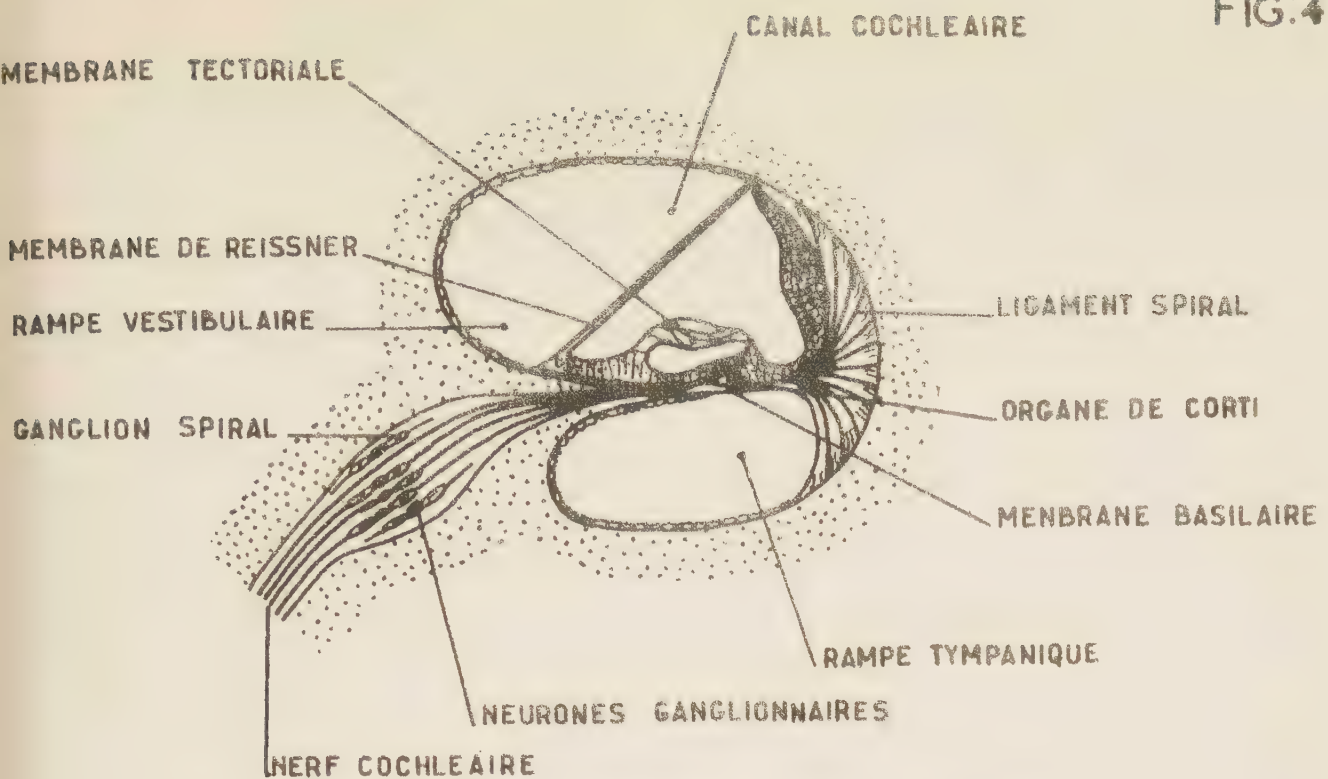
Il s'agit de la partie "noble" du labyrinthe antérieur. Constitué par un épithélium hautement différencié, il repose sur la membrane basilaire. Il comprend deux grandes catégories de cellules :

- les cellules sensorielles

Le neuroépithélium de l'organe de Corti est représenté par les cellules ciliées qui sont réparties en deux groupes de part et d'autre des piliers. Les cellules internes au nombre de 3 500 environ sont disposées sur une seule rangée, alors que les cellules ciliées externes plus nombreuses (20 000) se répartissent sur trois rangées.

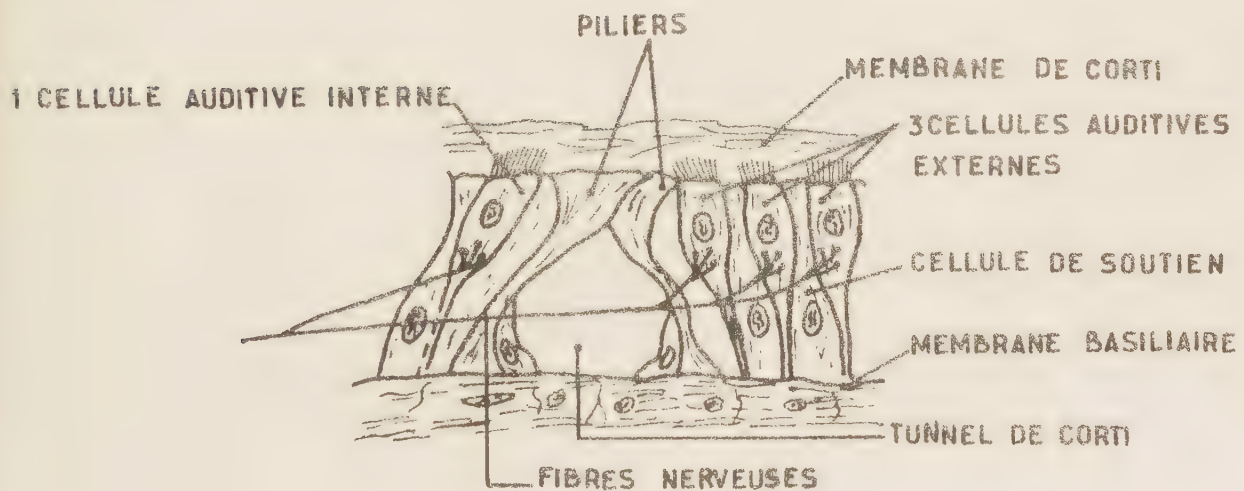
...

FIG:4



SCHEMA D'UN TOUR DU LIMAÇON

FIG:5



SCHEMA DE L'ORGANE DE CORTI

- Les cellules de soutien

* Les cellules de soutien des cellules ciliées externes ou cellules de DEITERS, affectent un aspect fusiforme et délimitent entre elles les espaces de NUEL.

* Les cellules ciliées internes reposent sur des cellules identiques à celles de DEITERS.

* Les piliers : ils sont disposés en deux rangées, externe et interne, distant à leur base, se rejoignant à leur sommet (le sommet du pilier externe étant recouvert par celui du pilier interne). Ces deux éléments délimitent entre eux le tunnel de Corti.

* Les cellules de Hensen se situent en dehors des cellules de DEITERS.

* Les cellules de CLAUDIUS forment la transition entre les cellules de HENSEN et celles du sillon spiral externe.

II - Les voies cochléaires

Le corps des protoneurones unissant les cellules ciliées de l'organe de Corti aux centres cochléaires protubéranciels. Après avoir fait relais au niveau des centres supérieurs, les fibres atteignent l'aire auditive corticale qui est représentée par la partie moyenne de la première circonvolution temporale qui forme la berge inférieure de la vallée sylvienne (gyrus transverse de HESCHL-Aire 41 de BRODMANN). L'aire de gnosie auditive est située dans les deux tiers antérieurs de la première circonvolution temporale (aire 42 de BRODMANN).

Enfin, il faut souligner que la projection corticale de chaque cochlée est bilatérale à prédominance croisée.

B - Théories de l'audition

Le message nerveux prend naissance au niveau de la cochlée, dont le mécanisme de fonctionnement est fort complexe. Le

codage du message nerveux commence au niveau de la cochlée, puis se poursuit au niveau du nerf auditif.

Aucune théorie de l'audition n'est satisfaisante :

- la théorie téléphonique où la cochlée est un simple transformateur analogique d'énergie mécanique en tension électrique est actuellement dépassée.

- Certaines théories font appel uniquement aux aspects physiques de la cochlée et des liquides endolabyrinthiques comme la théorie des ondes propagées de Békésy.

- D'autres théories font appel aux aspects électriques des phénomènes.

On distingue trois sortes de phénomènes cochléaires (dans leurs aspects physiologiques) :

- * phénomènes mécaniques,
- * phénomènes biochimiques avec leurs aspects physiologiques,
- * électrophysiologie de la cochlée.

I - La mécanique cochléaire

a) La cochlée

Trois stimulations physiologiques sont possibles :

- voie aérotympanique,
- voie tympano-ossiculaire,
- voie osseuse directe.

Békésy pense que tout aboutit dans la stimulation par voie osseuse à une mise en vibration de la fenêtre ovale.

b) Les liquides endolabyrinthiques

Le déplacement de la platine en dedans produit un courant

liquidien dans la rampe vestibulaire dirigée vers l'apex, et à ce mouvement s'oppose la friction des parois qui devient de plus en plus importante au fur et à mesure qu'on va vers l'apex (puisque ses parois se rétrécissent progressivement). Au déplacement de la platine s'oppose également l'inertie de la colonne liquide qui se trouve en amont ; ces forces opposées entraînent une déformation de la membrane de Reissner transmise à l'endolymphe puis à la membrane basilaire qui bombe dans la rampe tympanique faisant fuir la colonne de périlymphe contenue dans la rampe tympanique vers la fenêtre ronde.

Ces sons de haute fréquence se propagent moins loin dans la cochlée que les sons de basse fréquence, la déformation de la membrane basilaire est plus près des fenêtres. Ces cellules sensorielles sont excitées par les déformations de la membrane basilaire.

c) Les membranes

Les membranes ont fait l'objet de travaux expérimentaux, en particulier par Békésy dont la camera acoustica reproduisait une chambre de 30 cm de long correspondant aux 3 cm de la membrane basilaire, avec un piston mû électriquement pour figurer la platine de l'étrier. La partie basale vibre en phase avec l'excitation, et l'amplitude des vibrations augmente jusqu'à un certain point de la membrane.

II - Aspect biochimique

Le rôle des liquides endo-labyrinthiques n'est pas uniquement hydrodynamique.

Leurs compositions ont une grosse importance physiopathologique, leur rôle est peu connu sur le plan biochimique.

On pense que les cellules sensorielles assurent un relais chimique entre la transformation de l'énergie vibratoire en stimulus nerveux.

...

III - Electrophysiologie

L'activité mécanique et chimique de la cochlée va se traduire sur le plan électrophysiologique par des variations de potentiels dont l'étude est essentielle pour comprendre les phénomènes de l'audition, puisque l'on peut assimiler la cochlée à un récepteur électrique d'énergie vibratoire.

a) Les potentiels permanents

Si l'on prend comme potentiel zéro, la tension de la rampe vestibulaire, et si l'on enfonce progressivement une micro-électrode, on trouve dans les différentes régions les potentiels suivants :

- région endocellulaire
 - *-20 μ V dans la membrane de Reissner,
 - *-70 μ V dans les cellules ciliées,
 - *-40 μ V dans la membrane basilaire.
- région endolymphatique : de + 1 à + 4 μ V suivant les régions.

Effet microphonique cochléaire :

C'est le phénomène de Wever et Bray que l'on met en évidence en recueillant sur un chat anesthésié la tension électrique qui apparaît entre une électrode cochléaire et une électrode temporaire. Cette tension est analogue à la stimulation acoustique. Le microphonique cochléaire persiste quelques heures après l'anesthésie et la mort. Il est donc le résultat du métabolisme intracellulaire et n'est pas lié à une activité neurogène.

b) Potentiel de sommation

C'est un courant continu qui apparaît au fur et à mesure que l'intensité du stimulus augmente. Ce potentiel de sommation survient en réponse au stimulus sonore indépendamment de sa forme

et présente un seuil de déclenchement de 20 dB environ (la tension de Wever et Bray ne présente pas de seuil).

c) Potentiels d'action

Ils traduisent l'activité des axones de la VIII^e paire de nerfs crâniens. Ce sont des "spikes" d'influx nerveux qui se propagent du protoneurone au cerveau. Ils représentent le message sonore déjà interprété par la cochlée.

d) Mode d'action du nerf cochléaire

Selon Davis, il y aurait les phénomènes suivants :

- Excitation des cils,
- Sur le même plan un potentiel microphonique et un potentiel de sommation, et les réactions chimiques intracellulaires,

- Un médiateur chimique entraînant une réponse électrique du segment non myélinisé de la VIII^e paire sous forme d'activité électronique graduable dont les différents caractères varieront en fonction de l'intensité et de la fréquence du stimulus entraînant un départ de trains d'influx nerveux dans le segment myélinisé.

CONCLUSION

Selon Davis, on pourrait résumer la physiologie cochléaire à l'enchaînement suivant :

- pression acoustique extérieure,
- onde propagée selon la théorie de Bekesy dans la rampe vestibulaire,
- membrane basilaire provoquant l'excitation des cellules ciliées par mouvement différentiel entre les membranes basilaires et tectoriales, ce qui va produire des variations de potentiel cochléaire qui sont l'effet microphonique d'une part, et le potentiel de sommation d'autre part,

...

- ensuite un médiateur chimique plus ou moins adapté par une action des centres nerveux et la naissance dans le nerf auditif de salves d'influx nerveux.

Références

- Biophysique sensorielle (l'audition)
(cours de la Faculté de Médecine de Paris)
- Physiologie cochléaire - Pr. WAYOFF

